

**ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA INFLUENCIA DE LAS  
VARIACIONES ESTRUCTURALES EN EL COMPORTAMIENTO  
BIOMECÁNICO DEL DISCO INTERVERTEBRAL LUMBAR NORMAL DE UN  
TRABAJADOR PROMEDIO COLOMBIANO**

LESSBY GOMEZ SALAZAR

UNIVERSIDAD DEL VALLE  
FACULTAD DE SALUD  
ESCUELA DE CIENCIAS BÁSICAS  
DOCTORADO EN CIENCIAS BIOMÉDICAS  
CALI, VALLE DEL CAUCA

2014

**ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA INFLUENCIA DE LAS  
VARIACIONES ESTRUCTURALES EN EL COMPORTAMIENTO  
BIOMECÁNICO DEL DISCO INTERVERTEBRAL LUMBAR NORMAL DE UN  
TRABAJADOR PROMEDIO COLOMBIANO**

LESSBY GOMEZ SALAZAR

TESIS PRESENTADA PARA OPTAR AL TÍTULO DE  
DOCTOR EN CIENCIAS BIOMÉDICAS

DIRECTORES

LEONARDO FIERRO M.D., Ph.D.

JOSE JAIME GARCIA Ing. Ph.D

UNIVERSIDAD DEL VALLE  
FACULTAD DE SALUD  
ESCUELA DE CIENCIAS BÁSICAS  
DOCTORADO EN CIENCIAS BIOMÉDICAS  
CALI, VALLE DEL CAUCA

2014

A Dios por la maravillosa vida que me ha permitido vivir

A mi esposo y mis hijos

quienes además de ser el pilar fundamental de mi vida  
con su amor y paciencia permanente hicieron posible este logro.

A mis padres por

ser el ejemplo de personas buenas,  
persistentes y trabajadoras que siempre han estado a mi lado.

## **AGRADECIMIENTOS**

A mis tutores, JJ y Leonardo quienes creyeron en mí para este proyecto y me dieron la oportunidad de aprender algo de su inmenso conocimiento. Por demostrarme en cada momento que la calidad humana es algo que va más allá de los títulos académicos.

A Alejo, Héctor, Carlos y demás integrantes del grupo de trabajo por su disposición permanente para enseñarme y superar mis vacíos en el campo de la ingeniería y por toda su ayuda para la culminación de este proyecto. Por todos los agradables momentos de trabajo y camaradería alrededor de una buena taza de café.

Al Dr. William Escobar, a la Dra. Blanca Salazar y a Adriana la secre del programa por todo el interés y el apoyo para la culminación de este trabajo.

A todos aquellos docentes, investigadores, familia y amigos que de una u otra manera contribuyeron durante este largo proceso.

A la Universidad del Valle, porque a ella le debo lo que soy en mi profesión.

A la Universidad Libre por su apoyo y confianza en el proyecto.

A Colciencias por la financiación de este estudio y la realización de la pasantía que me permitió ampliar mi visión investigativa.

## NOTA DE ACEPTACION

El trabajo de grado titulado ANÁLISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA INFLUENCIA DE LAS VARIACIONES ESTRUCTURALES EN EL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DEL DISCO INTERVEBRAL LUMBAR NORMAL DE UN TRABAJADOR PROMEDIO COLOMBIANO presentado por la estudiante LESSBY GOMEZ SALAZAR, cumple con los requisitos exigidos por la Universidad del Valle para optar por el título de Doctorado en Ciencias Biomédicas.

---

Firma del presidente del jurado

---

Firma del jurado

---

Firma del jurado

---

Firma del Jurado

Santiago de Cali, 2014

## TABLA DE CONTENIDO

	Página
<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	1
1.1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA	1
1.1. PERTINENCIA	3
<b>2. OBJETIVOS</b>	7
2.1. OBJETIVO GENERAL	7
2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	7
<b>3. MARCO TEÓRICO</b>	8
3.1. CARACTERÍSTICAS ANATÓMICAS Y BIOMECÁNICAS DE LA COLUMNA LUMBOSACRA	8
3.2. DISCO INTERVERTEBRAL NORMAL	12
3.3. VARIACIONES ESTRUCTURALES EN EL DISCO INTERVERTEBRAL	17
3.4. FACTORES DE RIESGO BIOMECÁNICOS ASOCIADOS A LESIÓN EN EL DISCO INTERVERTEBRAL LUMBAR	18
3.5. MODELOS BIOMECÁNICOS DE LA COLUMNA VERTEBRAL	19
3.5.1. Modelos basados en el análisis por elementos finitos	20
3.5.2. Modelos de elementos finitos del disco intervertebral lumbar	22
3.5.3. Modelos de elementos finitos relacionados con cambios estructurales en columna y disco intervertebral	24
<b>4. DISEÑO METODOLÓGICO</b>	26
4.1. FASES DEL ESTUDIO	26
4.1.1. Primera fase	26
4.1.2. Segunda fase	26
4.1.3. Tercera fase	26
4.1.4. Cuarta fase	27

4.2.	DEFINICIÓN OPERACIONAL DE VARIABLES	28
4.3.	INSTRUMENTOS	29
4.4.	CONSIDERACIONES ÉTICAS	30
<b>5.</b>	<b>DESARROLLO Y VALIDACIÓN DE LOS MODELOS POR ELEMENTOS FINITOS DEL SEGMENTO L4-L5-S1 DE LA COLUMNA VERTEBRAL Y DISCO INTERVERTEBRAL</b>	<b>32</b>
5.1.	PROCEDIMIENTOS PARA EL DESARROLLO DEL MODELO DEL SEGMENTO L4-L5-S1	32
5.1.1.	Características de los materiales del modelo del segmento L4-L5-S1	35
5.2.	VALIDACIÓN DEL MODELO DEL SEGMENTO L4-L5-S1	37
5.2.1.	Procedimientos para la validación del modelo	37
5.2.2.	Resultados y discusión de la validación del modelo	40
5.2.3.	Conclusiones	44
<b>6.</b>	<b>INFLUENCIA DE LAS VARIACIONES ESTRUCTURALES EN EL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DEL DISCO INTERVERTEBRAL ANTE CARGAS FISIOLÓGICAS</b>	<b>46</b>
6.1.	DESARROLLO DE LOS MODELOS DE DISCO INTERVERTEBRAL	46
6.2.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN	50
6.2.1.	Diferencias en el comportamiento mecánico del DIV asociadas a la forma y tamaño del núcleo	50
6.2.2.	Diferencias en el comportamiento mecánico del DIV asociadas al número de lamellas y orientación de las fibras en el anillo fibroso	61
6.2.3.	Conclusiones	66
<b>7.</b>	<b>INFLUENCIA DE LAS VARIACIONES ESTRUCTURALES DEL DISCO INTERVERTEBRAL EN EL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DURANTE EL TRANSPORTE DE BULTOS</b>	<b>68</b>
7.1.	DETERMINACIÓN DE LAS FUERZAS COMPRESIVAS DEL SEGMENTO L4-L5-S1 DURANTE EL TRANSPORTE DE	68

BULTOS	
7.1.1. Procedimientos para el cálculo de fuerzas compresivas y cortantes estáticas y dinámicas	68
7.1.2. Resultados y discusión	70
7.1.3. Conclusiones	74
7.2. RESPUESTA BIOMECÁNICA DEL DISCO INTERVERTEBRAL DURANTE EL TRANSPORTE DE BULTOS	75
7.2.1. Procedimientos para definir las variaciones estructurales y aplicar las cargas a los modelos	75
7.2.2. Resultados y discusión	76
7.2.3. Conclusiones	85
<b>8. CONCLUSIONES GENERALES</b>	<b>87</b>
<b>9. RECOMENDACIONES</b>	<b>90</b>
<b>10. REFERENCIAS</b>	<b>91</b>



## LISTADO DE FIGURAS

	Página
Figura 1. Partes de una vértebra lumbar	8
Figura 2. Carillas articulares en la columna lumbar	10
Figura 3. Ligamentos de la Columna Vertebral	10
Figura 4. Representación del seguidor de carga o follower load	11
Figura 5. Resonancia magnética de la columna lumbar y la representación esquemática del DIV	13
Figura 6. Esquema de las fuerzas de tensión a la que son sometidas las fibras del anillo fibroso	14
Figura 7. Representación gráfica de los componentes del tensor de esfuerzos de Cauchy en una base ortogonal	16
Figura 8. Lesiones más frecuentes en el anillo fibroso	16
Figura 9. Angulo de inclinación de las fibras de colágeno con referencia al plano transversal	17
Figura 10. Resumen de los pasos seguidos para el desarrollo del modelo del segmento L4-L5-S1	34
Figura 11. Disposición de los resortes no lineales que controlaron el contacto entre carillas articulares	37
Figura 12. Relación Momento – rango de movimiento (ROM) para el segmento L5-S1. Panjabi	40
Figura 13. Curvas de Momento - Rango de movilidad (ROM) para el segmento L4-L5 obtenidas durante la calibración del segmento	42
Figura 14. Presión intradiscal en flexión (a) y extensión (b)	43
Figura 15. Esquema de las particiones hechas en el anillo fibroso para la modificación en la orientación de las fibras	48
Figura 16. Fuerza requerida para alcanzar el desplazamiento axial de 0.6 mm en los diferentes modelos de disco intervertebral	50
Figura 17. Rigidez en los diferentes modelos de disco intervertebral	51
Figura 18. Perfil de presiones con relación al desplazamiento axial	52

Figura 19.	Perfil de presiones en el plano sagital del disco	53
Figura 20.	Perfil de esfuerzos en el plano sagital en modelos NRi	53
Figura 21.	Perfil de esfuerzos en el plano sagital en modelos NR	54
Figura 22.	Abultamiento del anillo	55
Figura 23.	Contornos de desplazamiento	55
Figura 24.	Abultamientos en el núcleo pulposo	56
Figura 25.	Localización del esfuerzo máximo en el anillo fibroso	57
Figura 26.	Relación momento - rango de movilidad articular (ROM) para los diferentes modelos de disco intervertebral	57
Figura 27.	Perfil de presiones con relación al desplazamiento axial	62
Figura 28.	Presión intradiscal en los modelos con variación en el número de capas y orientación de las fibras	63
Figura 29.	Abultamientos en anillo fibroso	63
Figura 30.	Individuo transportando bultos en la cabeza, el hombro y tronco anterior	69
Figura 31.	Fuerzas compresivas estáticas en L4/L5	71
Figura 32.	Fuerzas compresivas dinámicas en L4-L5	71
Figura 33.	Fuerzas cortantes en L4-L5	72
Figura 34.	Desplazamientos máximos del segmento L4-L5-S1	77
Figura 35.	Variación en la Presión intradiscal con relación a los casos de carga y la orientación de las fibras del anillo fibroso en los DIV L4-L5 y L5-S1	78
Figura 36.	Abultamientos en el anillo fibroso, con relación a los casos de carga y orientación de las fibras.	79
Figura 37.	Abultamientos en vista frontal y sagital de los discos L4-L5 y L5-S1	79

## LISTADO DE TABLAS

	Página
Tabla 1. Valores de rango de movilidad (ROM) en grados y ángulo representativo en el segmento inferior de la columna lumbosacra	12
Tabla 2. Composición bioquímica del disco intervertebral	13
Tabla 3. Definición operacional de las variables del estudio	28
Tabla 4. Propiedades asignadas a los materiales empleados en el modelo del segmento L4-L5-S1	36
Tabla 5. Características geométricas de los modelos de disco intervertebral..	47
Tabla 6. Organización de las fibras en los diferentes modelos de disco intervertebral.	49
Tabla 7. Esfuerzos máximos (MPa) en el disco L4-L5	56
Tabla 8. Esfuerzos máximos (MPa) en el disco L4-L5 en los modelos con variación en el número de capas	64
Tabla 9. Esfuerzos máximos (MPa) en el disco L4-L5 en los modelos con variación en la orientación de las fibras	64
Tabla 10. Valores promedio de las máximas fuerzas dinámicas compresivas medidas en 10 sujetos	72
Tabla 11. Casos de carga considerados para el análisis de esfuerzos en el disco intervertebral	76
Tabla 12. Esfuerzos en el disco intervertebral L4-L5 y L5-S1 generados con los modelos ISO y HOL	80
Tabla 13. Esfuerzos totales máximos y su localización en el anillo fibroso	81

## LISTADO DE ANEXOS

	Página
ANEXO 1. EVALUACIÓN DE LA APTITUD PARA LEVANTAR BULTOS	101
ANEXO 2. FORMATO VERIFICACIÓN DE LA FILMACIÓN	104
ANEXO 3. FORMATO DE VALORACIÓN DE LA COLUMNA VERTEBRAL	105
ANEXO 4. CONSENTIMIENTO INFORMADO	108
ANEXO 5. RUTINA DE USUARIO EN ABAQUS UANISOHYPER	111
ANEXO 6. CARACTERÍSTICAS FUERZA-DESPLAZAMIENTO PARA LIGAMENTOS Y RESORTES DE CONTROL DEL CONTACTO ENTRE LAS CARRILLAS EMPLEADOS EN EL MODELO	120
ANEXO 7. DESARROLLO TEÓRICO DEL MODELO PARA EL CÁLCULO DE FUERZAS COMPRESIVAS	122

## GLOSARIO

**DEFORMACIÓN:** Cambio en la forma o las dimensiones de un cuerpo producido por la aplicación de un esfuerzo.

**ESFUERZO:** Resistencia que ofrece un área unitaria del material del que está hecho un cuerpo para una carga aplicada externa. El esfuerzo utiliza unidades de fuerza sobre unidades de área ( $\text{N/m}^2$ ) o pascales (Pa).

**FACTOR DE RIESGO:** Todos los elementos, fenómenos, ambientes y acciones humanas que encierran una capacidad potencial de producir lesiones o daños materiales y cuya probabilidad de ocurrencia dependen de la eliminación y/o control del elemento agresivo.

**FUERZA:** Todo agente capaz de modificar la cantidad de movimiento o la forma de los materiales. La unidad de medida de fuerza es el newton que se representa con el símbolo N.

**RIESGO:** Probabilidad de que un objeto material, sustancia o fenómeno, pueda potencialmente desencadenar perturbaciones en la salud o integridad física del trabajador así como en materiales y equipos.

## RESUMEN

Los trastornos degenerativos del disco intervertebral, son un grave problema de salud pública a nivel nacional e internacional, cuya etiología es reconocida como multicausal. Entre los factores de riesgo asociados a su aparición se mencionan las diferencias anatómicas entre individuos. Sin embargo, aun cuando la literatura reporta variaciones en la estructura del disco intervertebral relacionadas con la forma y tamaño del núcleo pulposo, el número de capas y la orientación de las fibras en el anillo fibroso, su influencia en el comportamiento biomecánico del disco intervertebral en condiciones fisiológicas y laborales en tareas como el transporte de bultos es un tema poco estudiado que se convierte en el objetivo de esta investigación.

Para el desarrollo de este trabajo se planteó un estudio exploratorio desarrollado en varias fases. En la primera se realizaron modelos realistas de elementos finitos con características hiperelásticas de un disco intervertebral aislado y del segmento vertebral L4-L5-S1, que fueron contruidos a partir de imágenes médicas de un sujeto representativo del percentil 50 de la población trabajadora colombiana. Cada modelo fue verificado y validado a fin de garantizar un comportamiento fisiológico. En la segunda fase del estudio, el modelo de disco aislado fue modificado en la forma y tamaño del núcleo pulposo y en el número de lamellas y la orientación de las fibras del anillo fibroso. Cada disco fue sometido a un desplazamiento axial de 0.6 mm equivalente al desplazamiento reportado para un sujeto en bipedestación. En la tercera fase se calcularon las fuerzas compresivas en L4-L5 durante el transporte de bultos en el hombro, encima de la cabeza y en el tronco anterior. Las fuerzas calculadas fueron aplicadas al modelo del segmento L4-L5-S1 al cual se le modificó la orientación de las fibras. Las variaciones en el comportamiento biomecánico en todos los modelos fueron

determinadas a partir del análisis de la presión intradiscal, los abultamientos y esfuerzos máximos en el anillo fibroso.

Las simulaciones realizadas en los discos aislados con relación a la forma y tamaño del núcleo pulposo determinaron en los modelos con forma de riñón un comportamiento similar al disco intervertebral sano y en los modelos con forma de núcleo redondo un comportamiento semejante al disco con degeneración discal. Con referencia al número de lamellas, su variación modificó de manera importante la presión intradiscal y los esfuerzos en las fibras sin que se presentara variación substancial en los abultamientos. Contrario a ello, las variaciones en la orientación de las fibras no mostraron gran influencia sobre la presión intradiscal pero si sobre los abultamientos y la magnitud y localización de los esfuerzos en el anillo.

La mayor fuerza compresiva 2334 N determinada durante el transporte de un bulto de 25 kg bultos en tronco anterior fue aplicada sobre los modelos del segmento L4-L5-S1 con variación en la orientación de las fibras. Los resultados mostraron que en el modelo con fibras orientadas en una misma dirección se presentaron esfuerzos mayores en las fibras que son asociados a un mayor riesgo de ruptura de ellas. Por el contrario en el modelo con cambios en la orientación de las fibras tanto en sentido radial como tangencial se generaron mayores esfuerzos en dirección radial, lo que frecuentemente es asociado a la aparición de desgarros entre lamellas.

La investigación permitió concluir que las variaciones morfológicas del núcleo y el anillo fibroso si modifican el comportamiento biomecánico del disco intervertebral en condiciones de carga fisiológica y laboral por lo que son elementos importantes a considerar cuando se trata de evaluar el riesgo individual de degeneración discal. Si bien las fuerzas compresivas determinadas para el transporte de bultos son consideradas de riesgo moderado, los altos valores de presión intradiscal y la

presencia de esfuerzos localizados generan un riesgo que a largo plazo debe ser considerado y verificado con modelos más elaborados como el poroelástico. De igual forma, la escasa bibliografía sobre las variaciones morfológicas debe ser complementada con estudios histológicos que corroboren si su presencia obedece a variaciones entre individuos o a la presencia de procesos degenerativos.

**PALABRAS CLAVE:** Biomecánica, Ergonomía, Simulación por computador, Disco Intervertebral



## **1. INTRODUCCIÓN**

### **1.1. FORMULACIÓN DEL PROBLEMA**

Los trastornos del disco intervertebral (DIV) están entre los problemas de salud ocupacional más frecuentes en los países industrializados debido a que generalmente existe una relación entre el dolor lumbar y la presencia de patologías discales (1-4).

En Colombia estas alteraciones ocupan el cuarto puesto de prevalencia entre las enfermedades relacionadas con el trabajo y el primer lugar en los costos generados por su atención, según los datos suministrados por el Ministerio de Protección Social (5). Datos epidemiológicos revelan que en los últimos años los trastornos degenerativos del disco intervertebral se han incrementado por lo que son considerados un grave problema de salud pública (6, 7).

Pese a que el estudio sobre el comportamiento biomecánico del disco intervertebral es tema de numerosos trabajos a nivel mundial, aún subsisten interrogantes asociados con la adecuada valoración del riesgo o la adopción de estrategias efectivas para su control (6, 8, 9). De allí el llamado que hacen las agencias de salud e investigadores para desarrollar métodos que permitan una mejor comprensión de los fenómenos asociados a la degeneración discal y a la determinación de parámetros de exposición al riesgo, entre otros aspectos, con miras a disminuir la posibilidad de lesión, reducir costos médicos y mejorar la salud de los trabajadores (4, 10, 11).

Específicamente en actividades consideradas riesgosas para la aparición de lesiones discales como el transporte de cargas, es importante determinar por qué algunos sujetos enferman y otros no ante una misma exposición a un factor de

riesgo (8, 12), lo que permitiría el desarrollo de medidas de prevención más efectivas.

Esta situación frecuentemente es explicada porque el origen de las patologías discales suele ser multifactorial, ya que involucra factores como la edad, el peso, el género, la actividad laboral ejercida y la genética, entre otros. Sin embargo, a pesar de que la literatura evidencia la presencia de variaciones histológicas y morfológicas en el disco intervertebral, son pocos los estudios que permitan relacionar si cambios como el tamaño, la forma del núcleo pulposo, o la composición del anillo fibroso (13), pueden tener efecto sobre el comportamiento biomecánico del disco intervertebral y sobre el riesgo de degeneración discal.

Dada la complejidad para el análisis del riesgo en estudios *in vivo*, el Método de los Elementos Finitos (MEF) constituye una herramienta de simulación muy importante para valorar el riesgo mecánico asociado a las alteraciones osteomusculares (14, 15). El MEF permite describir el comportamiento cinemático y cinético de las partes constitutivas de estructuras complejas como el disco intervertebral y analizar sus cambios cuando son sometidas a variadas condiciones de esfuerzo (16). De igual manera en los modelos virtuales se pueden incluir las condiciones morfológicas, antropométricas y las características mecánicas de cada material para predecir el riesgo de lesiones (17-20). Sin embargo, la utilización del MEF para el análisis de actividades laborales específicas es un campo virtualmente inexplorado (10).

Específicamente no se han reportado modelos de elementos finitos del disco intervertebral con características morfológicas que representen individuos colombianos y que permitan estudiar el comportamiento biomecánico del disco normal en condiciones fisiológicas de carga (peso corporal) o en actividades laborales comunes en nuestro medio como el transporte manual de bultos (21). De igual manera son pocos los estudios que se conocen sobre influencia de variaciones estructurales del DIV sobre el comportamiento discal (22).

A partir de estas consideraciones se plantean las siguientes preguntas investigativas:

¿Cuáles son las características morfométricas y mecánicas que debe tener un modelo de elementos finitos de disco del DIV lumbar (L4-L5) que sea representativo de la población trabajadora colombiana?

¿Cómo influyen las variaciones de tamaño y forma del núcleo pulposo y la composición del anillo fibroso en el comportamiento biomecánico del disco sometido a cargas fisiológicas?

¿Cómo influyen las variaciones estructurales del DIV en el comportamiento biomecánico del DIV normal cuando se realiza el transporte manual de bultos?

## HIPOTESIS

Es posible describir mediante el método de los elementos finitos las diferencias en el comportamiento biomecánico del DIV debidas a las variaciones estructurales del núcleo y del anillo fibroso en condiciones de cargas fisiológicas y de cargas laborales específicas.

### **1.2. PERTINENCIA**

Según la IEA (International Ergonomics Association), la Ergonomía es la disciplina científica relacionada con la comprensión de las interacciones entre los seres humanos y los elementos de un sistema, y la profesión que aplica la teoría, los principios, los datos y los métodos de diseño para optimizar el bienestar humano y todo el desempeño del sistema (23). Uno de sus campos de acción es la ergonomía física que se preocupa de las características anatómicas, antropométricas, fisiológicas y biomecánicas que se relacionan con la actividad

física. Desde esta perspectiva, la biomecánica ocupacional se ocupa del estudio del movimiento humano para mejorar la eficiencia en el desempeño de los trabajadores así como para prevenir lesiones osteomusculares generadas por la exposición al riesgo ergonómico que puede ser causado por posturas de trabajo forzadas, movimientos repetitivos y manejo manual de cargas, entre otros (24).

A nivel mundial, debido a la alta prevalencia de las lesiones osteomusculares en el trabajo y los altos costos que de ellas se derivan, la biomecánica ocupacional se ha convertido en un campo de investigación de gran relevancia encaminado a buscar estrategias de prevención e intervención para mitigar el riesgo (25). Sin embargo, pese a que la población latinoamericana y específicamente la colombiana está expuesta a problemas osteomusculares asociados al trabajo, la investigación publicada sobre el tema es escasa, lo que plantea la necesidad de generar líneas de investigación enfocadas a la detección, valoración y control del riesgo ergonómico bajo las características antropométricas de los trabajadores colombiano y sus condiciones laborales específicas.

Entre los problemas de salud que más afectan a los trabajadores en el mundo están las enfermedades profesionales asociadas con alteraciones de la columna vertebral. En Colombia, estas representan el 23.6 % del total de diagnósticos realizados por las Administradoras de Riesgos Profesionales, de los cuales, el 8.6% corresponde a desplazamientos del disco intervertebral y el 15% a lumbagos, siendo las alteraciones del disco las que ocupan el primer lugar por costos de tratamiento entre todos los trastornos generados por las enfermedades profesionales en el Sistema General de Salud colombiano (26). Todo ello sin incluir los costos asociados al sufrimiento humano y los que afectan indirectamente a las empresas y al estado, como son los relacionados con el ausentismo laboral, las incapacidades laborales totales y permanentes, la reubicación laboral y las pensiones o indemnizaciones por enfermedad calificada. En Colombia no se tiene un dato exacto sobre estos costos indirectos, pero en

países industrializados como Estados Unidos se estiman en más de 50 billones de dólares por año (27, 28).

Estudios biomecánicos previos han demostrado que uno de los factores de riesgo laboral que más alteran la mecánica del disco intervertebral es la ejecución de tareas que incluyen acciones como levantar y transportar cargas (10, 11, 29-31). La eliminación total de este factor de riesgo supone la automatización de los procesos industriales, pero dada la alta inversión que se requiere para ello y el consecuente desempleo que se genera, no siempre es viable esta solución (32). De allí la importancia e interés de numerosos gobiernos de realizar investigaciones encaminadas a comprender y prevenir la lesión, a partir de un conocimiento más exacto del riesgo con el fin de determinar el procedimiento más seguro para que un individuo realice determinada tarea, con el menor impacto posible para su salud (6, 9, 27).

Debido a lo anterior, diversas investigaciones de biomecánica aplicadas a la ergonomía se encuentran encaminadas a resolver los interrogantes sobre la influencia de factores de riesgo en la aparición de lesiones mediante la utilización de procedimientos teóricos como el MEF. Este método permite simular el comportamiento mecánico de materiales biológicos para obtener una información confiable sin necesidad de experimentar directamente sobre el individuo (33-36).

El MEF es ampliamente utilizado en ingeniería y empieza a ser usado en el campo médico en una amplia variedad de aplicaciones como la valoración de mecanismos de lesión en tejidos sanos y alterados, el diseño de nuevos dispositivos de reemplazo y el mejoramiento de las técnicas de tratamiento quirúrgicas, entre otros. Así mismo, en varios laboratorios y grupos internacionales se desarrollan modelos para entender la mecánica de la columna vertebral, tema que aún requiere investigación por el gran número de factores que condicionan el funcionamiento de la columna (37).

La simulación computacional en salud tiene pocos desarrollos en Colombia. No se conocen en el país aplicaciones con el MEF encaminadas a la comprensión del riesgo ocupacional o a la generación de propuestas preventivas para abordar mejor los problemas de salud pública asociados con el riesgo de lesión osteomuscular.

El desarrollo de este proyecto tiene como meta generar espacios para la búsqueda de nuevo conocimiento y nuevas herramientas tecnológicas en el campo de las ciencias básicas con aplicaciones en los ámbitos médico y laboral, al tiempo que se posiciona a Colombia al nivel de países con mayor desarrollo investigativo en la biomecánica y la ergonomía.

## **2. OBJETIVOS**

### **2.1. OBJETIVO GENERAL**

Describir mediante modelos de elementos finitos la influencia de las variaciones estructurales en el comportamiento biomecánico de DIV lumbares normales de un trabajador promedio colombiano

### **2.2. OBJETIVOS ESPECIFICOS**

**2.2.1.** Desarrollar modelos de elementos finitos de los DIV lumbares normales de los segmento L4-L5 y L5-S1 de un trabajador promedio colombiano.

**2.2.2.** Describir mediante los modelos de elementos finitos desarrollados, el comportamiento biomecánico ante cargas fisiológicas de los DIV lumbares con variaciones estructurales en sus anillos y núcleos pulposos.

**2.2.3.** Describir mediante los modelos de elementos finitos desarrollados, el comportamiento biomecánico frente a cargas generadas durante el transporte manual de bultos de los DIV lumbares con variaciones estructurales en sus anillos.

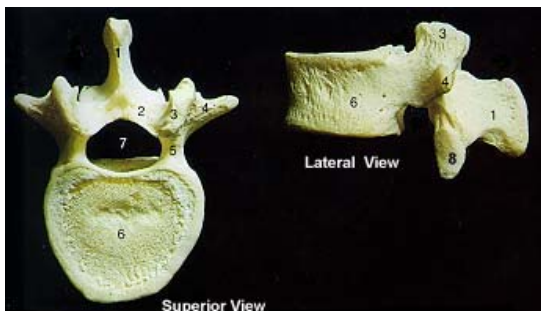
### 3. MARCO TEÓRICO

El dolor lumbar de origen mecánico puede estar relacionado de forma variable con estructuras musculares, ligamentarias, óseas o con alteraciones en el DIV, las cuales generalmente se asocian a compresiones radicales y a compromiso ciático o neurológico. Por tanto, para un acercamiento a la comprensión de este problema se presenta a continuación una revisión de las características anatómicas y biomecánicas de la columna lumbar.

De igual manera se hace un recuento de los fundamentos teóricos del MEF y su empleo para el estudio de la columna y el DIV.

#### 3.1. CARACTERÍSTICAS ANATÓMICAS Y BIOMECÁNICAS DE LA COLUMNA LUMBOSACRA

La columna lumbosacra está compuesta por 5 vértebras lumbares y el hueso sacro. La vértebra lumbar típica presenta 3 regiones: el cuerpo, el agujero vertebral y el arco vertebral compuesto por los pedículos, las láminas y los procesos espinosos, transversos y articulares (38-40).



1. Proceso espinoso
2. Lámina
3. Proceso articular
4. Proceso transverso
5. Pedículo



6. Cuerpo vertebral
7. Agujero vertebral

Figura 1. Partes de una vértebra lumbar (41)

El cuerpo vertebral es cilíndrico y tiene una sección transversal con forma de riñón. Es más alto en la parte anterior y su ancho anteroposterior es menor que el transversal.

El agujero vertebral es el espacio delimitado por la parte posterior del cuerpo y el arco vertebral en su parte anterior. La superposición de estos agujeros, forma el conducto vertebral por donde pasa la médula espinal. El agujero vertebral lumbar es de menor tamaño que el cervical y el torácico y presenta forma triangular.

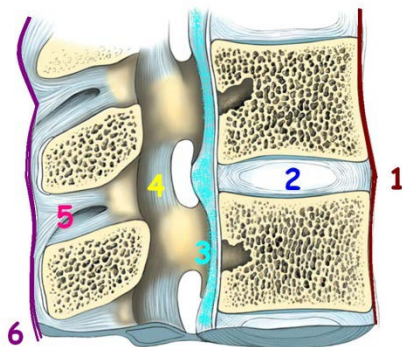
El arco vertebral cuenta con pedículos cortos y gruesos que se dirigen hacia atrás y presentan escotaduras en su parte superior e inferior y láminas que se proyectan hacia atrás donde se fusionan delimitando el canal espinal (Figura 1). Cuenta además con dos apófisis transversas, dos apófisis articulares superiores, dos apófisis articulares inferiores y una apófisis espinosa. Las apófisis transversas son las más voluminosas de la columna vertebral y presentan en su base un tubérculo accesorio. Las apófisis espinosas son cuadrangulares y aumentan en tamaño en sentido caudal.

Los vínculos entre vértebras y sacro se establecen por dos medios. Por una parte están las articulaciones tipo sínfisis denominadas intersomáticas o anteriores que comprenden los discos intervertebrales y los cuerpos vertebrales superior e inferior de cada vértebra y por otra parte están las articulaciones cigoapofisiarias o posteriores tipo sinoviales trocoides que establecen uniones entre los procesos articulares superiores e inferiores de cada vértebra. Las apófisis articulares superiores presentan carillas articulares ligeramente cóncavas orientadas hacia atrás y medialmente, mientras que en las apófisis articulares inferiores, las carillas se orientan hacia adelante y lateralmente y son de forma convexa. Las apófisis superiores presentan una formación redondeada o tubérculo mamilar (Figura 2).



Figura 2. Carillas articulares en la columna lumbar (42)

Estas articulaciones se ven reforzadas por la presencia de un complejo sistema ligamentoso que comprende: el ligamento longitudinal anterior, el ligamento longitudinal posterior, el ligamento flavo o amarillo, el ligamento interespinoso, el ligamento supraespinoso y el ligamento intertransverso (Figura 3). Adicionalmente la artoculación lumbosacra presenta los ligamentos iliolumbares y sacrociáticos mayor y menor (43-45).



1. Ligamento Longitudinal Anterior
2. Disco Intervertebral
3. Ligamento Longitudinal Posterior
4. Ligamento Flavo o amarillo
5. Ligamento Interespinoso
6. Ligamento Supraespinoso

Figura 3. Ligamentos de la Columna Vertebral (46)

Los cuerpos vertebrales presentan una estructura trabecular que los hacen altamente resistente a las fuerzas compresivas. Esta estructura cambia a través

de los años debido principalmente a la pérdida de las uniones transversales entre las trabéculas longitudinales (47).

Mecánicamente la columna vertebral es una estructura que mezcla la rigidez de sus componentes óseos con una gran elasticidad de sus tejidos blandos, lo que le confiere una gran resistencia y movilidad. El rango de movilidad está limitado por la presencia de elementos estabilizadores, que incluyen: estabilizadores pasivos como el cuerpo vertebral y las carillas articulares, estabilizadores dinámicos que incluyen los ligamentos, las cápsulas y los anillos fibrosos, y estabilizadores activos determinados por la acción muscular. De igual manera se considera que la turgencia del núcleo pulposos es un importante estabilizador hidrodinámico (48).

Referente al rol de los músculos como estabilizadores se ha comprobado que debido a su contracción, las fuerzas compresivas se transmiten en la dirección tangencial a la curvatura de la columna vertebral pasando a través del centro de rotación de cada vértebra. Este efecto se denomina “follower load” o seguidor de carga (Figura 4), el cual aumenta significativamente la capacidad de carga de la columna vertebral (49).

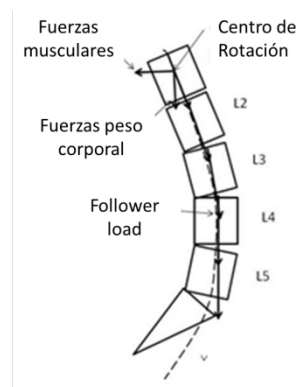


Figura 4. Representación del seguidor de carga o follower load (50)

En estudios radiológicos se estimó que el rango de movimiento del segmento lumbosacro en flexo-extensión es más amplio que en inclinación y rotación. En el plano sagital la movilidad aumenta de cefálico a caudal (51) (Tabla 1).

Tabla1. Valores de rango de movilidad (ROM) en grados y ángulo representativo en el segmento inferior de la columna lumbosacra (51)

Segmento	Flexo-extensión		Inclinación		Rotación	
	ROM (°)	Angulo representativo	ROM (°)	Angulo representativo	ROM (°)	Angulo representativo
L4-L5	9-21	16	3-9	6	1-3	2
L5-S1	10-24	17	2-6	3	0-2	1

La rigidez del segmento lumbar de la columna se estima en un rango de 600 a 700 N/mm en compresión y de 100 a 200 N/mm en cizallamiento anterior, posterior y lateral. La rigidez rotacional fue estimada en un rango de 1 a 2 N m/grado en flexión, extensión e inclinación y en 6.8 N m/grado en rotación axial cuando el segmento es sometido a momentos de 4.7 N m (52).

### 3.2. DISCO INTERVERTEBRAL NORMAL

El disco intervertebral (DIV) es una estructura avascular, virtualmente aneural que le confiere la gran flexibilidad, durabilidad y soporte a la columna. En la columna vertebral existen 23 discos, cuyas alturas oscilan entre 4 y 10 mm y que en total representan aproximadamente el 25% de la altura total de la columna (53, 54). Específicamente a nivel lumbar se encuentran 5 discos ubicados entre las vértebras L1 y el Sacro (Figura 5).

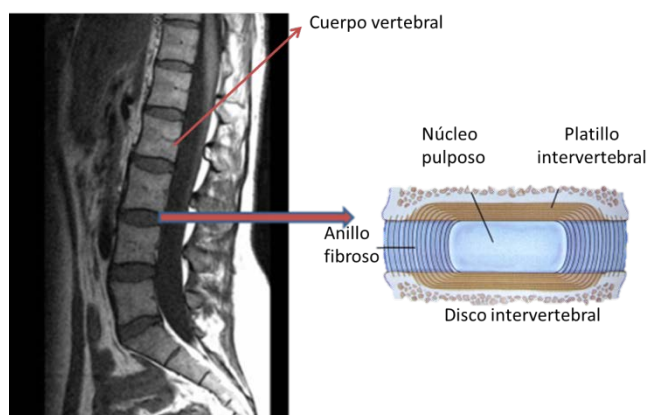


Figura 5. Resonancia magnética de la columna lumbar y la representación esquemática del DIV (55)

El DIV está compuesto por el anillo fibroso y el núcleo pulposo (4, 54, 56). Algunos autores (57, 58) incluyen también los platillos cartilaginosos superior e inferior como parte del disco intervertebral. Todas estas estructuras cuentan con una matriz extracelular (MEC) compuesta principalmente por proteoglicanos y colágeno tipo I y II (Tabla 2).

Tabla 2. Composición bioquímica del disco intervertebral (59)

	NUCLEO	ANILLO	PLATILLO INTERVERTEBRAL
<b>PROTEOGLICANOS</b> (% peso seco)	30-50	10	36-48
<b>COLAGENO</b> (% peso seco)	20	60-70	62
<b>AGUA</b> (% peso húmedo)	70-80	70	55

El anillo fibroso es una estructura fibrosa laminar, fijada firmemente al borde marginal de la vértebra y a la periferia del platillo intervertebral. Está compuesta por una serie de capas concéntricas de colágeno, alternadas a la derecha o a la izquierda con relación al eje vertical. Las capas externas del anillo son más

densas y resistentes a las fuerzas de tensión que las internas y son reforzadas por el ligamento longitudinal anterior y el posterior. Los espacios entre las capas contienen fibras de elastina, que se extienden radialmente entre una lamela y la otra contribuyendo mecánicamente a la elasticidad del tejido (60, 61).

El colágeno y la elastina actúan complementariamente. Mientras que las fibras elásticas proveen resiliencia y baja rigidez a la tensión, el colágeno resiste los esfuerzos tensionales generados por la presión hidrostática del núcleo pulposo y los desplazamientos de la columna vertebral durante la ejecución de movimientos de flexión, extensión, rotación o torsión, tal como se ilustra en la Figura 6 (62).

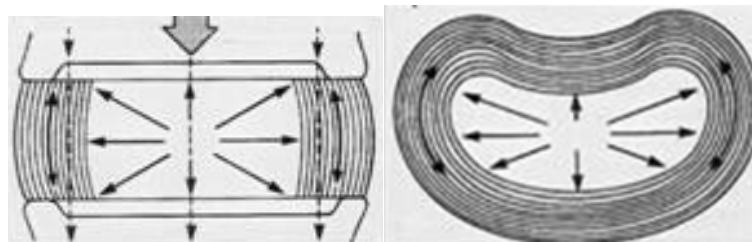


Figura 6. Esquema de las fuerzas de tensión a la que son sometidas las fibras del anillo fibroso (63)

El núcleo pulposo es menos denso que el anillo y tiene la consistencia de un gel. Presenta una zona central más solidificada, compuesta de delgadas fibras de colágeno tipo II y fibras de elastina irregularmente organizadas de manera radial. Este gel contiene moléculas de proteoglicanos, especialmente Agrecan, Condroitín hidrofílico y Keratin sulfato, que unen las moléculas de agua y le confieren al núcleo una composición más líquida (64). Mecánicamente se considera que el núcleo pulposo es inextensible, incompresible aunque altamente deformable (60). Debido a que la presión hidrostática es máxima en este tejido, esta estructura juega un importante rol en la resistencia a cargas de compresivas (65, 66).

Por su parte el platillo intervertebral ó cartílago intervertebral está constituido por una capa de cartílago hialino y fibrocartílago con una red muy delgada de colágeno organizada de forma paralela a los cuerpos vertebrales. Tienen un

espesor que varía entre 1 y 1.5 mm y recubren las caras inferior y superior de las vértebras adyacentes. Esta estructura cumple un importante rol en el metabolismo del disco intervertebral, en el crecimiento de las vértebras y en la transferencia de los esfuerzos al hueso esponjoso (53). El cartílago intervertebral presenta una estructura porosa que permite el paso de pequeñas moléculas de la vértebra vascularizada al núcleo pulposo avascular con lo que se garantiza la nutrición del DIV (67). Sin embargo, en dirección axial, estos poros van reduciendo su tamaño para prevenir que los proteoglicanos migren hacia la vértebra, preservando así la presión hidrostática intradiscal (53).

La función mecánica del DIV es proveer flexibilidad, amortiguar y transmitir las fuerzas compresivas. Esta amortiguación de fuerzas es dependiente de la presión hidrostática y de la capacidad del anillo de resistir las fuerzas de desplazamiento de los fluidos del núcleo pulposo (68).

La presión intradiscal se suele medir en el núcleo pulposo. Se ha encontrado que la presión intradiscal es proporcional a la carga aplicada (69). Por tanto, su medición debe hacerse mediante estudios *in vivo* que requieren la inserción en el disco de agujas con transductores, mientras que los sujetos adoptan determinadas posturas o ejecutan actividades físicas. Para posturas de pie el valor de la presión intradiscal varía de un estudio a otro. A manera de resumen, los estudios referencian valores promedio entre 0.5 y 0.6 MPa, con una variación entre sujetos de 0.2 a 0.3 MPa (70).

En respuesta a las cargas aplicadas, se generan en el DIV esfuerzos en diferentes direcciones. Cuando son referidos a un plano, los esfuerzos a las cuales son sometidas las fibras de colágeno se denominan normales ( $\sigma$ ) cuando son perpendiculares al plano y cortantes cuando son tangenciales (T) al mismo. De una forma más general, los esfuerzos se describen mediante nueve componentes que describen un tensor de segundo orden que se denomina el tensor esfuerzo de

Cauchy. Debido a que este tensor es simétrico, sólo seis componentes son independientes (Figura 7).

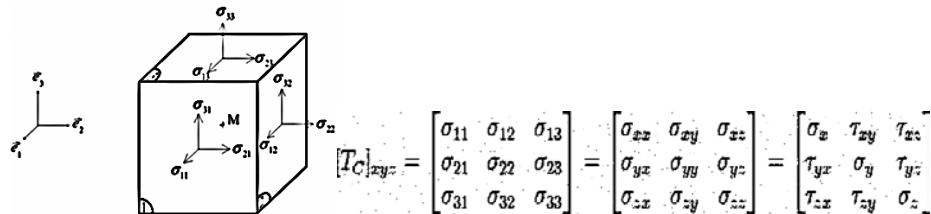


Figura 7. Representación gráfica de los componentes del tensor de esfuerzos de Cauchy en una base ortogonal, donde  $\sigma_{11}$ ,  $\sigma_{22}$ ,  $\sigma_{33}$  son las componentes normales y  $\sigma_{12}$ ,  $\sigma_{13}$ ,  $\sigma_{21}$ ,  $\sigma_{23}$ ,  $\sigma_{31}$ ,  $\sigma_{32}$  son las cortantes

Cuando los esfuerzos superan la capacidad de resistencia de las fibras como sucede durante la sobrecarga en compresión, hiperflexión o torsión de la columna vertebral, se pueden generar daños a nivel microestructural del anillo fibroso (71) (Figura 8). Es así como pueden presentarse los desgarros radiales que son perpendiculares a los platillos intervertebrales y corren a través de las capas del anillo, los desgarros circunferenciales que ocurren por las rupturas entre las capas del anillo a lo largo de la circunferencia del disco y las lesiones de borde que son una forma de desgarros radial pero en la periferia del anillo adyacente al platillo intervertebral (72, 73).

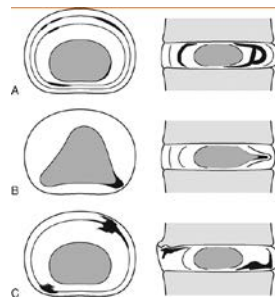


Figura 8. Lesiones más frecuentes en el anillo fibroso. a. Desgarro circunferencial b. Desgarro radial c. Lesión de borde (74)



### 3.3. VARIACIONES ESTRUCTURALES EN EL DISCO INTERVERTEBRAL

Las propiedades mecánicas de una estructura dependen de su tamaño y su forma, la presencia de fallas y el tipo de material que la constituye, lo que incluye sus propiedades elásticas y su resistencia. Específicamente, los estudios anatómicos revelan diferencias entre individuos que podrían modificar el comportamiento mecánico del núcleo y del anillo del disco intervertebral.

En el anillo fibroso las variaciones más reportadas son el número de capas o lamelas concéntricas, las cuales, según diferentes autores, pueden variar entre 10 y 25 (13, 51, 75, 76). Bogduk (58) describe que aproximadamente el 50% de estas capas se interrumpen en la parte posterolateral central del anillo fibroso.

En el anillo fibroso se han identificado dos tipos de organización de las fibras de colágeno. El primer nivel de organización es el que se da entre una capa y otra, la cual es cuasi-simétrica con respecto al eje axial, formando una red de fibras de colágeno entrecruzadas. El segundo nivel de organización hace referencia a las variaciones radiales y tangenciales del ángulo de inclinación (Figura 9) de las fibras con respecto al plano transversal.

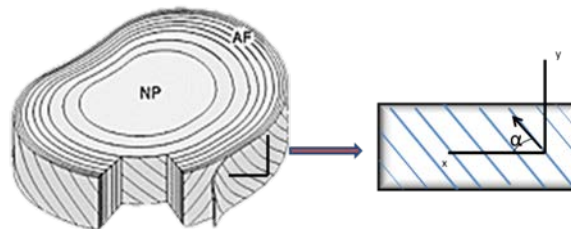


Figura 9. Ángulo de inclinación de las fibras de colágeno con referencia al plano transversal. NP identifica el núcleo pulposo y AF el anillo fibroso

En los estudios morfométricos realizados se han encontrado resultados contradictorios con respecto a la variación del ángulo de las fibras en las

direcciones circunferencial y radial. Por ejemplo, Marchand y col (76) y Galante (77) no encontraron variaciones en los ángulos de inclinación de las fibras entre una capa y otra. Por el contrario, Cassidy y col (78) reportan que las fibras son más transversales en el exterior que en el interior, mientras que Eberlein y col (79) describe que las fibras anteriores son más transversales que las posteriores. Por otro lado, Holzapfel y col (80) refiere variaciones tangenciales y radiales en diferentes zonas del anillo fibroso.

También existen diferencias con respecto a la forma del núcleo pulposo. Si bien algunos autores lo refieren como una estructura esférica o con forma elipsoidal (51, 60, 81), otros lo describen como un gel amorfo cuya forma se encuentra delimitado por el anillo fibroso (58, 82). De allí que los modelos de elementos finitos del núcleo pulposo sean esquematizados ya sea de forma circunferencial o con forma de riñón cuyo perímetro sigue la forma del cuerpo vertebral (17, 83).

El tamaño del núcleo pulposo presenta variaciones entre un 30-50% de la sección transversal del disco intervertebral (83-85) y su ubicación es descrita como central por algunos autores, mientras que otros lo localizan ligeramente hacia la región posterior (51, 58, 86). Noailly (87) refiere que la ubicación posterior sería óptima para la transferencia anterior de todas las cargas que normalmente aumentan caudalmente.

### **3.4. FACTORES DE RIESGO BIOMECÁNICOS ASOCIADOS A LESIÓN EN EL DISCO INTERVERTERBAL LUMBAR**

El riesgo de lesión y dolor de origen mecánico en la columna vertebral se encuentran asociados a sobrecarga funcional, factores posturales y alteraciones estructurales (88). Experimentos con cadáveres muestran que las posturas lordóticas incrementan las cargas sobre la parte posterior del anillo fibroso y sobre las articulaciones interapofisiarias, por lo que se convierten en sitios susceptibles de lesión (43). Así mismo, las cargas compresivas significativas y prolongadas reducen el volumen y la presión en el núcleo pulposo e incrementan el esfuerzo en

el anillo fibroso y el arco neural, lo que ocasiona con el tiempo una reducción de la altura del disco intervertebral que provoca la distensión de las fibras de colágeno en el disco y en los ligamentos, con lo que se disminuye significativamente la resistencia a las inclinaciones laterales. Mecanismos similares ocurren con los cambios degenerativos en el disco intervertebral, haciéndolo más susceptible a la lesión (43, 89).

La repetición de la carga es otro factor asociado con la posibilidad de lesión ya que ocasiona fatiga de la musculatura de la espalda y disminuye su capacidad para proteger la espalda (90).

Los factores mecánicos juegan también un rol importante en la progresión de la degeneración discal. Si bien es cierto que la estimulación mecánica es necesaria para una adecuada difusión de nutrientes y promover la síntesis de MEC, la excesiva carga puede resultar en daños localizados del tejido. Dado que los procesos regenerativos en el DIV son lentos, los daños locales generan inadecuada distribución de esfuerzos que pueden terminar afectando toda la MEC (91).

### **3.5. MODELOS BIOMECÁNICOS DE LA COLUMNA VERTEBRAL**

Los factores de riesgo de lesiones osteomusculares en la columna vertebral han sido estudiados con modelos biomecánicos que permiten simular ciertas condiciones para predecir posibles comportamientos. Los modelos más utilizados incluyen modelos animales, modelos físicos y modelos analíticos, teniendo cada uno de ellos sus ventajas y desventajas.

Los modelos con animales como cerdos, conejos u ovejas presentan como ventaja la disponibilidad de los especímenes, pero se ven limitados por las diferencias anatómicas y fisiológicas con el cuerpo humano. Los modelos físicos incluyen los modelos sintéticos y los cadavéricos. Los sintéticos (dummies) presentan falencias especialmente relacionadas con la inexactitud anatómica y la dificultad para

reproducir el comportamiento mecánico de las estructuras. Los modelos con cadáveres resultan difíciles de conseguir y mantener y además no permiten reproducir las condiciones fisiológicas normales, aunque son valiosos por contar con materiales reales.

Los modelos analíticos consisten en desarrollos físico-matemáticos que generalmente tienen una implementación computacional. Van desde modelos estáticos uniplanares hasta modelos bi y tridimensionales, especialmente orientados a la cuantificación de las cargas que debe soportar la columna en determinadas posiciones. Modelos más avanzados de elementos finitos permiten calcular los esfuerzos internos y las deformaciones de las estructuras de la columna vertebral en respuesta a condiciones específicas de carga (92).

### **3.5.1. Modelos basados en el análisis por elementos finitos**

El método de "elementos finitos" parte del concepto milenario de división espacial y temporal en pequeños elementos y la utilización de aproximaciones numéricas para encontrar soluciones a problemas de la ciencia y la ingeniería. Se tienen antecedentes de su utilización en culturas antiguas como la griega, la egipcia y la china (93).

En la época moderna, el método de los elementos finitos ha evolucionado rápidamente a partir de los desarrollos informáticos que permiten realizar cálculos matemáticos de alta complejidad en tiempos relativamente cortos con el complemento de paquetes gráficos que facilitan el modelado y la visualización de resultados.

El método de los elementos finitos consiste en dividir el medio continuo en un conjunto de pequeños elementos interconectados en una serie de puntos llamados nodos. El modelo plantea que las ecuaciones que describen el comportamiento del continuo rigen también el comportamiento del elemento, por lo que es posible pasar de un sistema con infinitos grados de libertad descritos por ecuaciones

diferenciales, a uno con un número finito de grados de libertad representado por un sistema de ecuaciones algebraicas (93).

Los modelos de elementos finitos son usados para la investigación en columnas saludables así como en columnas con enfermedades, procesos degenerativos, envejecimiento, trauma o cirugía. También se usan para realizar el diseño y desarrollo de elementos ortopédicos y quirúrgicos para la columna.

La realización de un análisis por elementos finitos requiere cumplir las siguientes fases (94):

Fase de pre-proceso en la que se genera el modelo de elementos finitos a analizar. Incluye:

- El dibujo o importación del modelo
- La selección del tipo de elemento o elementos a emplear dependiendo del tipo de análisis
- La selección de los materiales
- La asignación del tipo de elementos y propiedades de materiales a los diferentes componentes del modelo
- La generación de la malla de elementos que representan el medio continuo
- La aplicación de las cargas exteriores
- La aplicación de las condiciones de frontera del modelo

Fase de proceso de cálculo, durante la cual se generan un conjunto de ecuaciones lineales cuya solución permite determinar el comportamiento del modelo. Incluye:

- La selección del tipo de cálculo
- La configuración de parámetros de cálculo
- La realización del cálculo

Fase de Post-proceso en la que se hace uso de la herramienta que permite la representación gráfica de los resultados con el objeto de verificar, validar el

modelo y analizar el fenómeno estudiado.

La verificación tiene como meta determinar si la formulación matemática y los procedimientos numéricos usados en la solución son apropiados, repetibles y correctos (15). Por su parte, la validación tiene como objetivo garantizar que exista coincidencia entre parámetros experimentales y el comportamiento del modelo de elementos finitos. Alguno de los parámetros mecánicos más usados para validar un modelo de elementos finitos de la columna vertebral son el rango de movimiento, la presión intradiscal y el abultamiento del disco intervertebral, cuando se aplica al segmento de la columna un momento puro (95-97).

### **3.5.2. Modelos de elementos finitos del disco intervertebral lumbar**

La investigación sobre el disco intervertebral por elementos finitos nace en los años 70 cuando Belytshko (98) desarrolla un modelo axisimétrico con materiales elásticos lineales ortotrópicos para el núcleo y el anillo. Posteriormente Shirazi-Adl (99) desarrolla un modelo más realista desde el punto de vista geométrico del segmento L2-L3, en el que diferencia los materiales del núcleo y el anillo fibroso, a la vez que tiene en cuenta las no linealidades geométricas. El anillo fue representado como un compuesto de MEC, reforzado por fibras de colágeno mientras que el núcleo fue representado como un fluido incompresible. Posteriormente el modelo fue complementado con ligamentos y articulaciones intervertebrales y utilizado en numerosas investigaciones, como las desarrollados por Wang y col (100) y Argoubi y col (101), en las cuales se variaron las propiedades del material del disco intervertebral.

Debido a que el disco intervertebral está compuesto de una fase sólida inmersa en un fluido, en su descripción mecánica se han utilizado modelos poroelásticos. La teoría poroelástica fue desarrollada por investigadores como Terzaghi, Filunger y Biot (102) para solucionar problemas de mecánica de suelos. Luego fue extendida

para describir el comportamiento mecánico de tejidos biológicos y fue bautizada como teoría bifásica por el grupo de Mow (103-105). Los modelos bifásicos o poroelásticos representan la acción tanto del esqueleto sólido como del fluido, el cual juega un papel muy importante desde el punto de vista mecánico y fisiológico. Los modelos poroelásticos permiten describir los tejidos biológicos sometidos a grandes deformaciones, incluyendo una variación no lineal de su permeabilidad así como una descripción anisótropa, heterogénea y un comportamiento mecánico no lineal de su fase sólida, (106, 107).

Debido a que la permeabilidad del disco intervertebral es muy baja, la cantidad de fluido que puede escapar durante la carga es pequeña. Por tanto, en muchos estudios el disco se suele representar con modelos hiperelásticos o viscoelásticos, los cuales utilizan funciones de energía que se ajustan con datos de experimentos a compresión, tracción uniaxial, cortante y carga biaxial (87).

Las formulaciones hiperelásticas que se utilizan para modelar los tejidos blandos consideran las grandes deformaciones que se producen, denominadas deformaciones finitas. La aproximación hiperelástica incompresible se usa cuando la carga fisiológica se aplica lo suficientemente rápido, de manera que la cantidad de fluido que sale del tejido es mínima. Natali y col (108) usaron un modelo hiperelástico para describir el comportamiento mecánico de la matriz del anillo fibroso y elementos unidimensionales para modelar la fibras de refuerzo y encontraron una buena correlación con los resultados experimentales. Algunos años más tarde, Eberlein y col (79) desarrollaron un modelo completamente hiperelástico del disco intervertebral, donde las fibras de colágeno del anillo fibroso se incluyeron en una formulación anisotrópica. El modelo se limitó a dos cuerpos vertebrales (L2 y L3) y el disco intervertebral. Al comparar su propuesta con la formulación clásica, donde las fibras son modeladas por elementos resorte, los autores encontraron que el modelado continuo anisotrópico predice una distribución más homogénea de las deformaciones del anillo.

La poroelasticidad y la hiperelasticidad se combinaron considerando la fase sólida del modelo poro-elástico como hiperelástica. Duncan y Lotz (1998) presentaron un modelo poro-hiperelástico del anillo fibroso cuya predicción bajo compresión axial fue mejor que la obtenida con los modelos simplemente poroelásticos publicados anteriormente. Las capas de fibras del anillo se simularon mediante el uso de elementos de barras de refuerzo.

Sin embargo, dado que el coste computacional de las formulaciones poroelásticas, porohiperelásticas u osmoviscoelásticas limita la construcción de modelos muy grandes, los modelos hiperelásticos continúan siendo uno de los más usados en la actualidad (71, 109-112).

### **3.5.3. Modelos de elementos finitos relacionados con cambios estructurales en columna y disco intervertebral**

Los modelos de elementos finitos que analizan la influencia de los cambios estructurales en el comportamiento biomecánico de la columna vertebral o DIV son escasos.

Al respecto, se puede mencionar el trabajo de Noailly y col (22) sobre la influencia de las variaciones radiales, tangenciales y mixtas en el ángulo de las fibras del anillo fibroso del segmento L3-L4-L5 cuando los modelos fueron sometidos a cargas axiales y rotacionales. El estudio determinó variaciones en el esfuerzo de las fibras, distribución de las cargas radiales y esfuerzos cortantes en la matriz asociados a la organización local de las fibras.

El mismo autor (113) realizó un estudio en el que modificó la geometría ósea, la distribución de las fibras de los ligamentos, la posición del núcleo y la altura del DIV aplicando momentos en flexión y extensión. El estudio demostró que los parámetros geométricos afectaron la distribución de los esfuerzos y la energía de deformación en las articulaciones intervertebrales, los ligamentos y el disco



intervertebral. Sin embargo, no se evidenciaron cambios importantes en el rango de movilidad articular.

Niemeyer y col (114) en un modelo simplificado de L3-L4 realizaron un estudio probabilístico, en el que examinaron el impacto de 40 parámetros geométricos de las vértebras y el DIV. Como conclusión plantean que solo la altura del DIV, la profundidad y ancho del platillo intervertebral, la orientación y espacio entre las facetas articulares y la longitud de los pedículos, tuvieron importantes efectos sobre la presión intradiscal, el rango de movimiento y la fuerza de contacto entre carillas.

No han sido encontrados estudios sobre la influencia de variables elegidas en esta investigación como la forma del núcleo pulposo y el número de lamellas del anillo fibroso ante cargas fisiológicas y laborales.

## **4. DISEÑO METODOLÓGICO**

### **4.1. FASES DEL ESTUDIO**

Para la realización del presente estudio se definieron 4 fases que se describen a continuación:

#### **4.1.1. Primera fase**

Con el objeto de complementar la información existente, en esta fase se llevó a cabo una revisión bibliográfica y se determinaron los procedimientos para la construcción del modelo virtual.

#### **4.1.2. Segunda fase**

Fase de desarrollo tecnológico en el que se creó y validó un modelo de elementos finitos del segmento funcional L4-L5-S1 representativo de un trabajador colombiano promedio, acorde a los parámetros establecidos en el estudio ACOPLA 95 (115). Además se generó un modelo del disco intervertebral L4-L5.

Los procedimientos para el desarrollo de los modelos, se describen a profundidad en el capítulo I de resultados.

Para la creación de los modelos se escogió un sujeto sano sin alteraciones de la columna vertebral o dolor lumbar, de sexo masculino de 22 años de edad, masa corporal de 68 kg y estatura 1.68 m.

#### **4.1.3. Tercera fase**

En la tercera fase del proyecto se llevó a cabo inicialmente un estudio de tipo descriptivo en el que se realizó la valoración cinemática y cinética de las formas más comunes de transporte manual de bultos, determinadas a partir de la

descripción pormenorizada de las tareas en una zona de carga externa a una plaza de mercado.

Una vez se eligieron las 3 formas más frecuentes de transporte de bultos que fueron sobre la cabeza, el hombro y en el tronco anterior, en condiciones de laboratorio se filmaron 10 individuos (muestreo por conveniencia) durante el transporte de bultos de 10,20 y 25 kg en cada una de las posiciones mencionadas. Se establecieron las consideraciones necesarias para reducir el riesgo al realizar la tarea.

Se hizo la captura tridimensional de los movimientos ejecutados con el programa SkillSpector 1.3.2 (Video4Coach, Svendborg, Denmark) con 4 cámaras de video (CasioExilim EXFH20) ubicadas diagonalmente filmando a una velocidad de 60 cuadros por segundo.

A cada sujeto se le colocaron 40 marcadores referenciales ubicados en la cabeza y los miembros superiores e inferiores, según el modelo desarrollado por De Leva (116) para calcular el centro de masa. Se colocaron adicionalmente algunos marcadores en columna vertebral lumbar para tener una referencia cualitativa de los movimientos en el segmento. Los marcadores fueron digitalizados e integrados en el software SkillSpector, empleando interpolación de tipo lineal y un filtrado tipo Low Pass a una frecuencia de 4 Hz. La información de la posición segmental, aceleraciones lineales y angulares segmentales, fue empleada para realizar el cálculo de las fuerzas compresivas y cortantes generados en la columna lumbar, los cuales son presentados a profundidad en el capítulo 7.

#### **4.1.4. Cuarta fase**

Los datos obtenidos de las diferentes simulaciones fueron comparados y analizados estadísticamente utilizando el software programa versión 2.0.

## 4.2. DEFINICIÓN OPERACIONAL DE VARIABLES

Tabla 3. Definición operacional de las variables del estudio

VARIABLE	TIPO	DEFINICIÓN OPERACIONAL	MEDIDA
Deformación del disco	Dependiente	Medida del cambio de longitud y forma debido a los esfuerzos internos y las cargas aplicadas sobre el material	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Cambio en la altura del disco, medida en milímetros</li> <li>• Desplazamiento radial, en dirección anterior, posterior , lateral, medido en milímetros</li> </ul>
Distribución de esfuerzos	Dependiente	Determinación de zonas y valores de concentración de esfuerzos	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Zona de concentración de esfuerzos</li> <li>• Valor esfuerzo máximos</li> </ul>
Presión intradiscal	Dependiente	Presión del fluido en el disco intervertebral dependiente de la carga aplicada	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Valor de presión del líquido, medido en el disco intervertebral, en MPa</li> <li>• Perfil de presión</li> </ul>
Área del núcleo pulposo	Independiente	Medida proporcional entre el área total del disco intervertebral y el núcleo pulposo	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Área al 30%, 40% y 50%</li> </ul>

Forma del núcleo pulposo	Independiente	Forma anatómica reportada en la literatura	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Circunferencial,</li> <li>• Forma de riñón</li> </ul>
Número de lamellas	Independiente	Número de capas que conforman el anillo fibroso	<ul style="list-style-type: none"> <li>• 10, 16, 26, capas</li> </ul>
Orientación fibras de colágeno	Independiente	Angulo que forman las fibras de colágeno del anillo fibroso con respecto al eje vertical	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Modelo ISO (sin variación), Modelo TAN ( con variación tangencial, Modelo RAD (con variación radial, y Modelo HOL (con variación tangencial y radial</li> </ul>
Carga fisiológica	Independiente	Masa corporal	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Masa corporal del sujeto elegido en el modelo. Kg.</li> </ul>
Carga ocupacional	Independiente	Fuerzas compresivas y cortantes generados en las posiciones más habituales de transporte de bultos	<ul style="list-style-type: none"> <li>• Fuerzas compresivas y cortantes generadas en los segmentos L4-L5 y L5-S1. (N.m), al transportar cargas de 15, 20 y 25 kg.</li> </ul>

### 4.3. INSTRUMENTOS

Para la recolección de la información se emplearon varios instrumentos (Ver anexos 1,2 3).

- Formato: EVALUACIÓN APTITUD PARA LEVANTAR BULTOS. El formato recogió la información de las pruebas semiológicas habitualmente utilizadas

con el fin de determinar la aptitud para levantar cargas de los sujetos que participarán en la fase 3 del proyecto. (Formato adaptado de la Historia Clínica Ocupacional de la Universidad Nacional de Colombia. Validado en su uso).

- Formato: VERIFICACIÓN DE LA FILMACIÓN. Documento de control de la realización y fecha de la filmación en el laboratorio. Diseño propio.
- Formato: VERIFICACIÓN DEL ESTADO DE SALUD DE LA COLUMNA VERTEBRAL. El Instrumento recogió la información de las pruebas semiológicas habitualmente utilizadas en valoraciones médicas y fisioterapéuticas sobre el estado de salud de la columna vertebral que se utilizó para permitir la inclusión de los sujetos que participarán en la fase 2 y 3 del proyecto (Formato adaptado del Formato de Vigilancia epidemiológica del Dolor Lumbar ETB. Validado en su uso).

#### **4.4. CONSIDERACIONES ÉTICAS**

A la luz de la resolución 8430 de 1993, la presente investigación se clasificó como de riesgo mínimo, ya que involucra estudios prospectivos que emplean el registro de datos a través de procedimientos comúnmente utilizados. Para salvaguardar los derechos y bienestar de los sujetos involucrados, se utilizó un formato de consentimiento informado (ver anexo 4), el cual fue evaluado por el Comité de Ética de la Universidad del Valle. Así mismo, se garantizó a los sujetos del estudio la confidencialidad de la información, el máximo control de los posibles riesgos y la toma de medidas de atención en caso de que hubieran sido necesarias.

Los posibles riesgos a los que pudieron estar expuestos los sujetos participantes durante las fases de este proyecto y la forma como se controlaron se exponen a continuación:

Sujeto fase 2: El riesgo del sujeto estuvo asociado con la realización de la tomografía, la cual se realiza de manera habitual, con riesgo mínimo para la

salud. El estudio se realizó en la Clínica de Imbanaco en Cali, donde se brindaron las garantías de seguridad para el individuo.

Sujetos fase 3: Los riesgos de estos sujetos estuvieron asociados con el levantamiento de bultos durante el análisis biomecánico. Para disminuir el riesgo se hizo una valoración de la condición física y osteomuscular de cada individuo, lo que permitió establecer que no existían patologías previas. De igual manera se verificó que los individuos estuvieran habituados a este tipo de tarea como parte de su trabajo cotidiano. De igual forma la carga a levantar jamás superó los límites permisibles autorizados por la legislación colombiana.

Otras medidas de protección a los participantes, incluyeron:

Para garantizar la confidencialidad de la información, a cada individuo se le asignó un código el cual fue utilizado para identificar las imágenes.

Así mismo, se garantizó que en todo momento, las pruebas fueran realizadas por profesionales especializados (médico, fisioterapeuta) capaces de actuar en caso de que ocurriera algún incidente.

## **5. DESARROLLO Y VALIDACIÓN DE LOS MODELOS POR ELEMENTOS FINITOS DEL SEGMENTO L4-L5-S1 DE LA COLUMNA VERTEBRAL Y DISCO INTERVERTEBRAL**

El desarrollo de un modelo de elementos finitos MEF, es un proceso complejo y exigente que implica la ejecución minuciosa de varios pasos que garanticen la calidad y confiabilidad de los resultados que se obtengan de la simulación. A continuación se presentan los procedimientos y resultados del proceso de desarrollo y validación de los modelos de columna vertebral y DIV.

### **5.1. PROCEDIMIENTOS PARA EL DESARROLLO DEL MODELO DEL SEGMENTO L4-L5-S1**

El desarrollo del modelo incluyó procesos que van desde la captura de imágenes médicas, hasta el pre-procesamiento de la malla de elementos finitos (Figura 10).

- **Captura de imágenes médicas.** Para la generación de la geometría del modelo se utilizaron las imágenes de tomografía computarizada de un sujeto representativo de la población trabajadora colombiana promedio, según los parámetros establecidos en el estudio antropométrico ACOPLA 95 (115) y los criterios de inclusión y de exclusión descritos en el apartado de materiales y métodos. Se empleó un equipo Siemens Avanto de 1.5 Teslas (Siemens, Berlín, Alemania) para generar las imágenes de las vértebras en formato DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) en cortes axiales separados cada 0.5 mm.
- **Generación de la nube de puntos.** Las imágenes DICOM fueron exportadas al programa Simpleware (Simpleware Ltd., Exeter, United



Kingdom) para realizar el proceso de segmentación el cual consistió en seleccionar a partir de cada corte las estructuras necesarias para la construcción del modelo tridimensional. Al final de este proceso se creó la nube de puntos la cual fue archivada en formato STL (Stereolithography).

- **Creación y depuración de la malla.** A partir de la nube de puntos, con el software Blender (FoundationBlender, Amsterdam, Netherlands) se generó una primera malla superficial, a la cual se le realizó el proceso de depuración y suavizado antes de ser pasada a un formato CAD (Computer Aided Design).
- **Conversión a formato CAD.** Con la nube de puntos optimizada se realizó la reconstrucción de superficies a partir de puntos en un formato CAD. Para ello se empleó el programa Catia (Dassault Systemes, France), donde se generó el modelo sólido tridimensional de cada una de las vértebras.
- **Modelado CAD.** Después de tener los modelos de las vértebras se procedió a generar la geometría de las partes blandas (disco intervertebral, carillas articulares, platillo intervertebral) a partir de mediciones hechas en las imágenes fluoroscópicas del sujeto seleccionado y de datos antropométricos reportados en la literatura. Los discos intervertebrales fueron desarrollados utilizando las vértebras L4, L5 y S1 como moldes. Posteriormente todas las partes fueron exportadas en formato IGES (Initial Graphics Exchange Specification) al programa SOLIDWORKS 2010 (Dassault Systemes, Francia) para realizar el ensamble de las piezas, comparándolas con las imágenes de fluoroscopia del sujeto elegido. Posteriormente con otras herramientas del software se pulieron los detalles de los anillos fibrosos y núcleo pulposo de cada disco intervertebral y se crearon los cartílagos vertebrales (endplate) y las carillas articulares superior e inferior.

- **Pre-procesamiento para FEA (Análisis por Elementos Finitos).**

Finalmente se exportaron los modelos al programa ABAQUS CAE 6.12 (Simulia donde se generó la malla, se asignaron propiedades a los materiales y se definieron condiciones de carga y de borde.

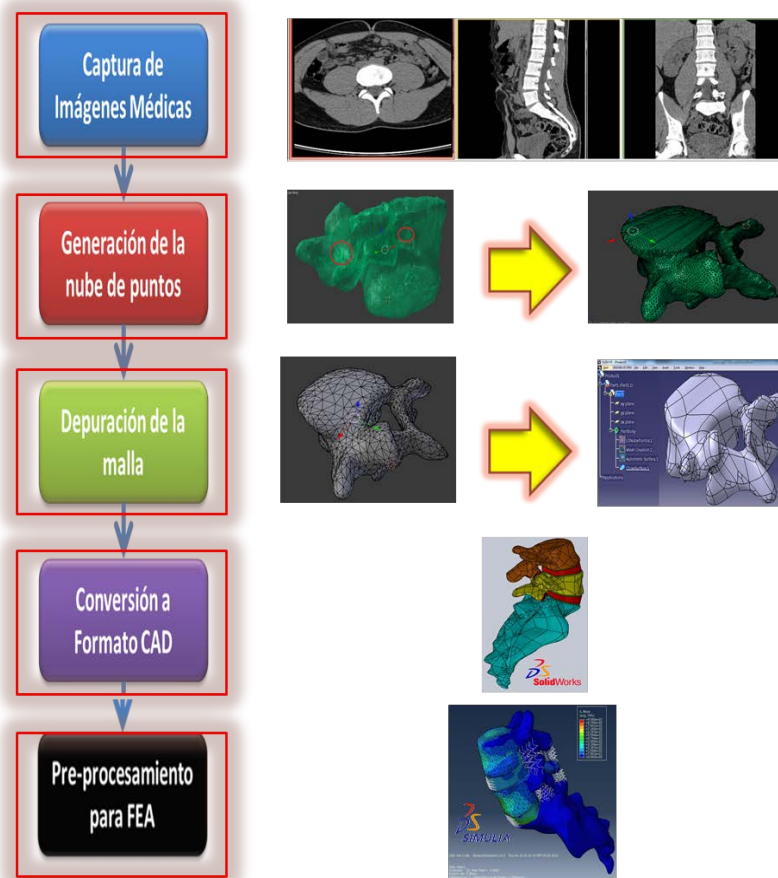


Figura 10. Resumen de los pasos seguidos para el desarrollo del modelo del segmento L4-L5-S1

### 5.1.1. Características de los materiales del modelo del segmento L4-L5-S1

Con el fin de reducir el tiempo de ejecución en las simulaciones y acorde con otros modelos reportados en la literatura (117-119), las vértebras fueron modeladas como elementos rígidos. Esta simplificación es válida ya que las vértebras son substancialmente más rígidas que el disco. Además, el objetivo del modelo es describir los esfuerzos en los discos intervertebrales y no en las vértebras.

Acorde con su estructura, el anillo fue representado por una matriz reforzada con fibras. Para describir la matriz se usó una función de energía de Yeoh ( $W_m$ ) formada por el siguiente polinomio reducido de tercer orden que es empleado en modelos previos (120).

$$W_m = C_1(I_1-3)+C_2(I_1-3)^2+C_3(I_1-3)^3 \quad [1]$$

Donde  $C_1$ ,  $C_2$  y  $C_3$  son parámetros del material e  $I_1$  es el primer invariante de la componente desviada del tensor de deformaciones de Cauchy - Green. Las dos familias de fibras se representaron con la siguiente función exponencial ( $W_f$ )

$$W_f = \frac{a_3}{b_3}(e^{b_3(I_4-1)^2} + e^{b_3(I_6-1)^2} - 2) \quad [2]$$

donde  $I_4$  e  $I_6$  son los invariantes asociados con cada familia de fibras y  $a_3$  y  $b_3$  los coeficientes del material determinados a partir de la respuesta mecánica del anillo a las pruebas de compresión y tracción en las direcciones circunferencial y axial.

El núcleo fue modelado como un material incompresible y linealmente elástico (120).

El resumen de los materiales y parámetros empleados en el modelo se presenta en la Tabla 4. Para incluir el modelo hiperelástico fue necesario desarrollar una rutina de usuario Uanisohyper la cual se presenta en el Anexo 5.

Tabla 4. Propiedades asignadas a los materiales empleados en el modelo del segmento L4-L5-S1

ESTRUCTURA	MATERIAL	REFERENCIA
Anillo User routine: polyn5 (Anexo 5)	Anisotrópico hiperelástico fibroreforzado de Yeoh El anillo fue segmentado en 8 partes , asignándole a cada una las siguientes propiedades: Anterior: $a_3 = 1.2$ $b_3 = 14.4$ Anterolateral (derecha-izquierda): $a_3 = 0.85$ $b_3 = 10.2$ Lateral (derecha-izquierda): : $a_3 = 0.65$ $b_3 = 7.8$ Posterolateral (derecha-izquierda): $a_3 = 0.82$ $b_3 = 9.84$ Posterior: $a_3 = 0.85$ $b_3 = 1.7$ $C_1 = 14617 \text{ E-}0.3$ $C_2 = 18867 \text{ E-}0.3$ $C_3 = 40960 \text{ E-}0.3$	Schmidt y col(121)
Fibras	8 capas con dos familias de fibras, que varían sus orientaciones de forma radial $\pm 46^\circ, \pm 43^\circ, \pm 40^\circ, \pm 37^\circ, \pm 34^\circ, \pm 31^\circ, \pm 28^\circ$ y $\pm 25^\circ$	Ayturk y col (120) Schmidt y col (121)
Núcleo	Hyperelástico, Mooney -Rivlin $E = 0.06$ $\nu = 0.16667$ Coeficiente de expansión térmica= $0.5 (1/^\circ\text{C})$	Noailly y col (113)
Endplate	Elástico, isotrópico $E = 1000$ $\nu = 0.3$	Ayturk y col (120)
Vértebras	Rígidas	Diaz, C.A. y col (122)
Ligamentos	Resortes de respuesta a tensión , no lineales	Noailly, J (87)

Con el fin de representar las condiciones previas de presión osmótica inicial en el disco y consistente con modelos previos (120), los núcleos fueron sometidos a una deformación volumétrica isotrópica con base en un cambio de temperatura.

En vista de que las carillas articulares no pueden ser visualizadas en la tomografía computacional y que además el grosor y el espacio interarticular varia de un sujeto a otro, se decidió emplear 5 resortes no lineales para representar el contacto entre ellas. Esta estrategia permitió una mejor calibración y control de la separación entre las superficies articulares ya que cada resorte puede restringir un movimiento específico (Figura 11).

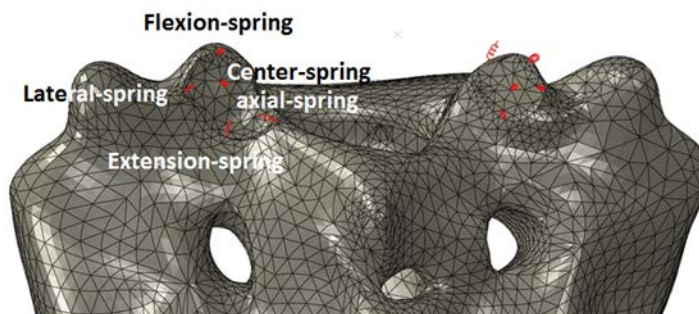


Figura 11. Disposición de los resortes no lineales que controlaron el contacto entre carillas articulares

## **5.2. VALIDACIÓN DEL MODELO DEL SEGMENTO L4-L5-S1**

### **5.2.1. Procedimientos para la validación del modelo**

La validación es el proceso mediante el cual se comparan los resultados de un modelo con los reportados a partir de pruebas. Este proceso es necesario para garantizar que el modelo representa adecuadamente el comportamiento de los tejidos biológicos analizados.

En este proceso, el modelo L4-L5-S1 fue sometido a momentos puros de 7.5 N m que corresponden a valores fisiológicos en los movimientos de flexión, extensión, rotación axial e inclinación lateral (51). La validación se realizó haciendo la comparación de los resultados con los obtenidos experimentalmente por Heuer

para el segmento L4-L5 (95) y Panjabi (123) y Guan (124), para el segmento L5-S1.

Para garantizar una validación más exacta y con el fin determinar la rigidez de cada estructura se siguió el procedimiento paso a paso propuesto por Heuer (95) en el que se empieza validando el anillo fibroso para luego ir agregando las diferentes estructuras que componen la columna vertebral. Durante la ejecución de este procedimiento se realizó el análisis sucesivo de los siguientes modelos:

- ✓ Modelo A con los cuerpos vertebrales y el anillo fibroso para la calibración de las propiedades del anillo.
- ✓ Modelo A+N con los cuerpos vertebrales, el anillo fibroso y el núcleo pulposo para la calibración del DIV.
- ✓ Modelo A+N+LLA con los cuerpos vertebrales, el DIV y el ligamento longitudinal anterior para la calibración del Ligamento Longitudinal Anterior.
- ✓ Modelo A+N+LLA+LLP con los cuerpos vertebrales, el DIV, ligamento longitudinal anterior y ligamento longitudinal posterior para la calibración del Ligamento Longitudinal Posterior.
- ✓ Modelo A+N+LLA+LLP+AV con los cuerpos vertebrales, el DIV, ligamento longitudinal anterior, ligamento longitudinal posterior y arcos vertebrales para la calibración de las propiedades de las carillas articulares.
- ✓ Modelo A+N+LLA+LLP+AV+LC con los cuerpos vertebrales, el DIV, ligamento longitudinal anterior, ligamento longitudinal posterior, arcos vertebrales y ligamentos capsulares para la calibración de las propiedades de los ligamentos capsulares.

- ✓ Modelo A+N+LLA+LLP+AV+LC+LF con los cuerpos vertebrales, el DIV, ligamento longitudinal anterior y ligamento longitudinal posterior, arcos vertebrales, ligamentos capsulares y ligamento flavo para la calibración de las propiedades del ligamento flavo.
- ✓ Modelo A+N+LLA+LLP+AV+LC+LF+LIS con los cuerpos vertebrales, el DIV, ligamento longitudinal anterior y ligamento longitudinal posterior, arcos vertebrales, ligamentos capsulares, ligamento flavo y ligamento interespinoso para la calibración de las propiedades del ligamento interespinoso.
- ✓ Modelo A+N+LLA+LLP+AV+LC+LF+LIE+LSE con los cuerpos vertebrales, el DIV, ligamento longitudinal anterior y ligamento longitudinal posterior, arcos vertebrales, ligamentos capsulares, ligamento flavo, ligamento interespinoso y ligamento supraespinoso para la calibración de las propiedades del ligamento supraespinoso.

Los resultados obtenidos fueron comparados con las curvas reportadas por Heuer (95). Dado que no se han realizado estudios *in vitro* con el procedimiento paso a paso para el segmento L5-S1, la validación del modelo de este segmento se hizo sobre la estructura intacta, comparando sus resultados con los reportados por Panjabi (123) y Guan (125) para la relación entre momento y rango de movilidad durante la flexión, la extensión y la inclinación lateral. Para la rotación axial se tuvieron en cuenta sólo los datos experimentales de Panjabi (123) ya que Guan (125) no los obtuvo para este movimiento.

Los datos de la relación fuerza-desplazamiento empleada para los ligamentos y los resortes de control del desplazamiento entre carillas se presentan en el Anexo 6.

### 5.2.2. Resultados y discusión de la validación del modelo

El modelo del segmento L4-L5-S1 presentó un comportamiento cinemático dentro de los rangos de variabilidad reportados por Panjabi (123) y Guan (124) para el segmento L5-S1 (Figura 12) y por Heuer (95, 96) para el segmento L4-L5 (Figura 13), con excepción de la inclinación lateral de L5-S1, en la cual el modelo presentó una mayor rigidez comparada con los datos experimental de Panjabi (123) pero dentro de los rangos reportados por Guan (124).

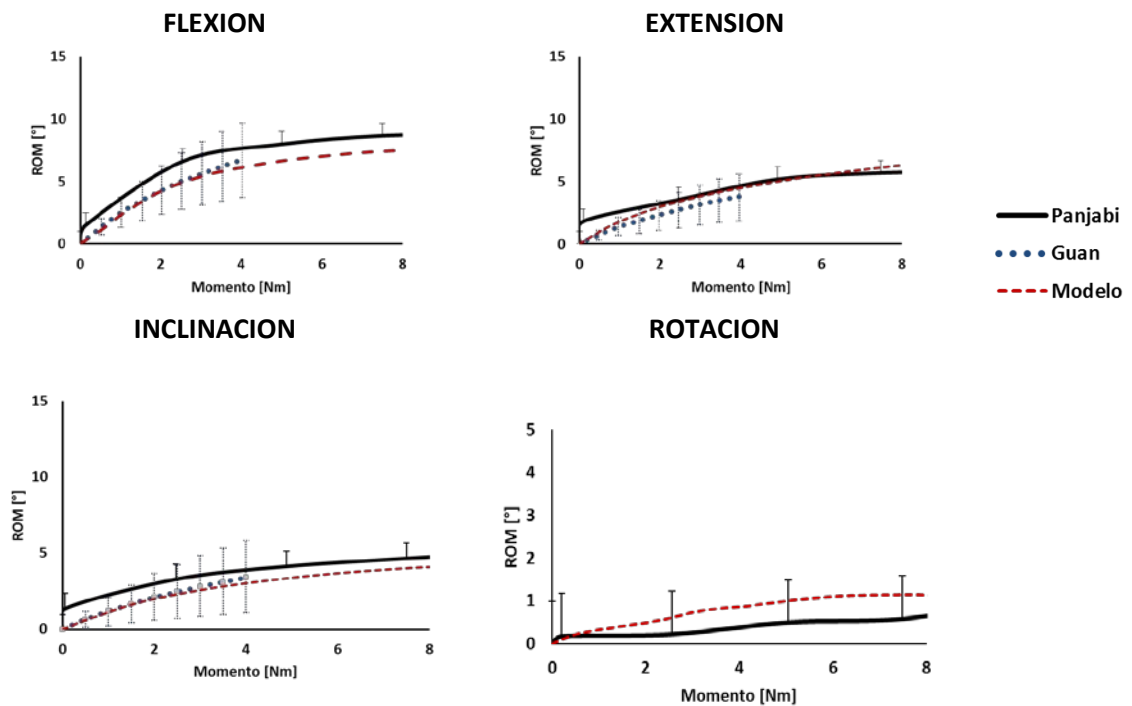
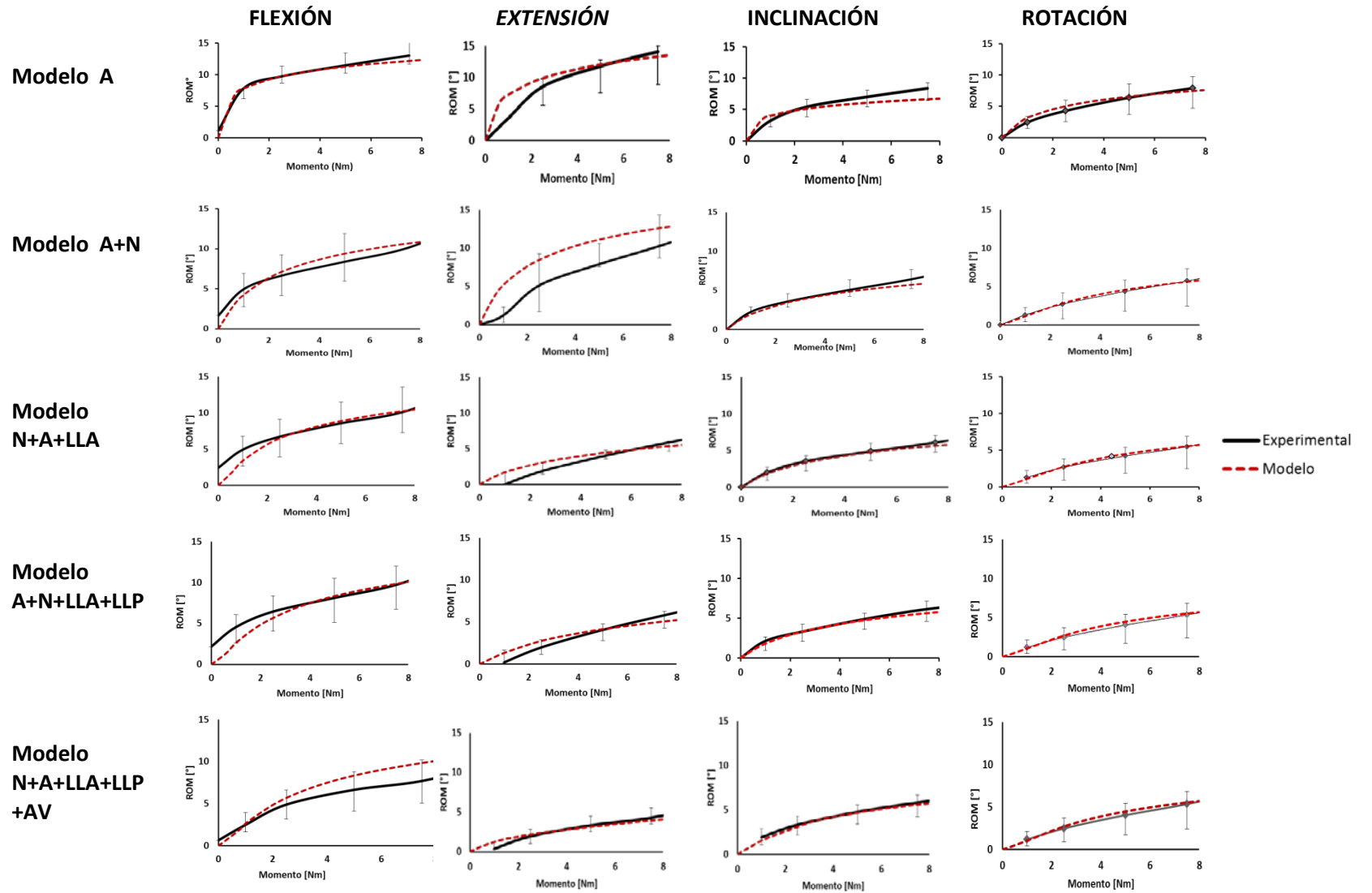


Figura 12. Relación Momento – rango de movimiento (ROM) para el segmento L5-S1. Panjabi, Guan: Datos experimentales (123, 125).





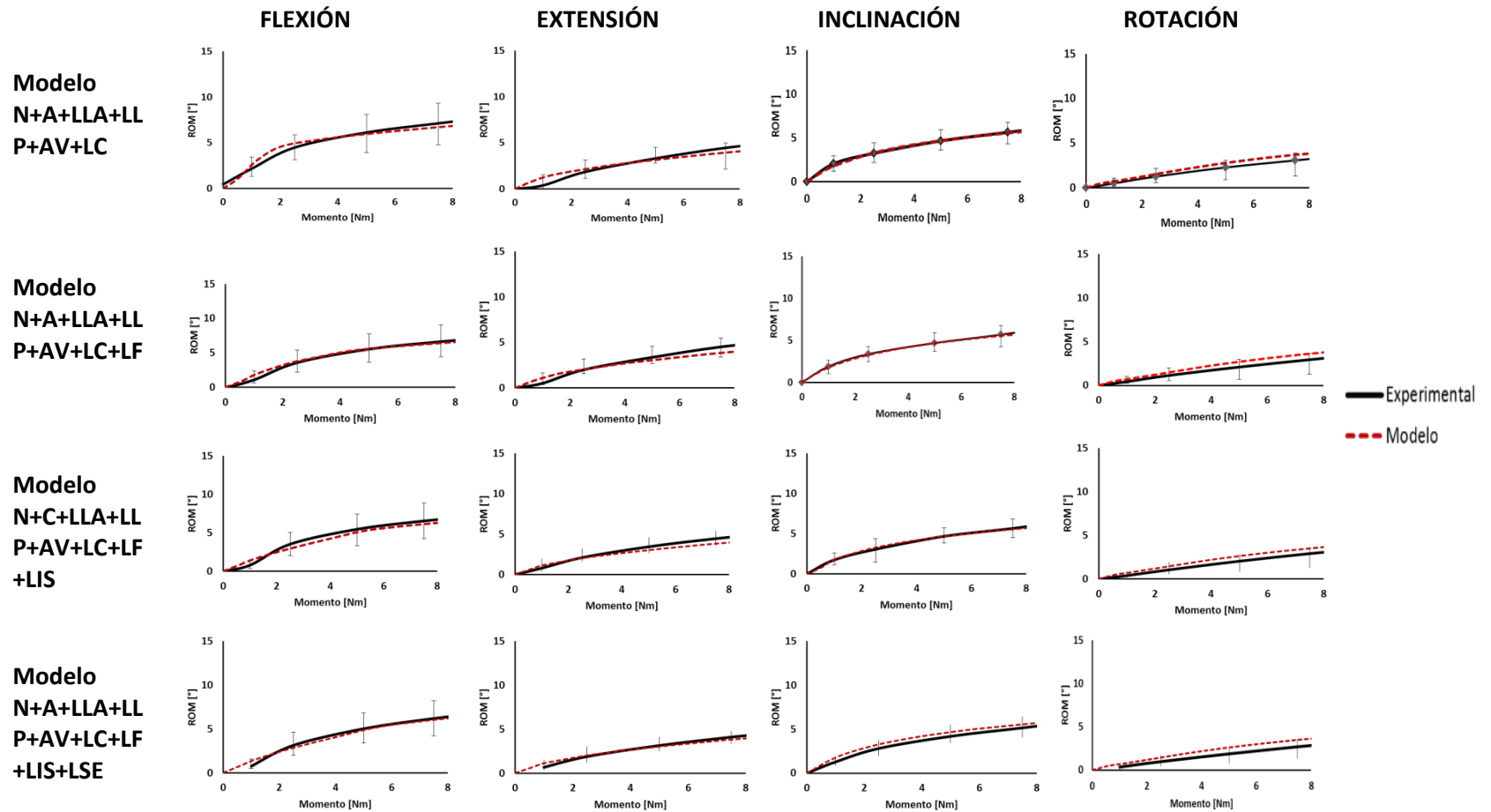


Figura 13. Curvas de Momento - Rango de movilidad (ROM) para el segmento L4-L5 obtenidas durante la calibración del segmento. Experimental: Datos Heuer (95).

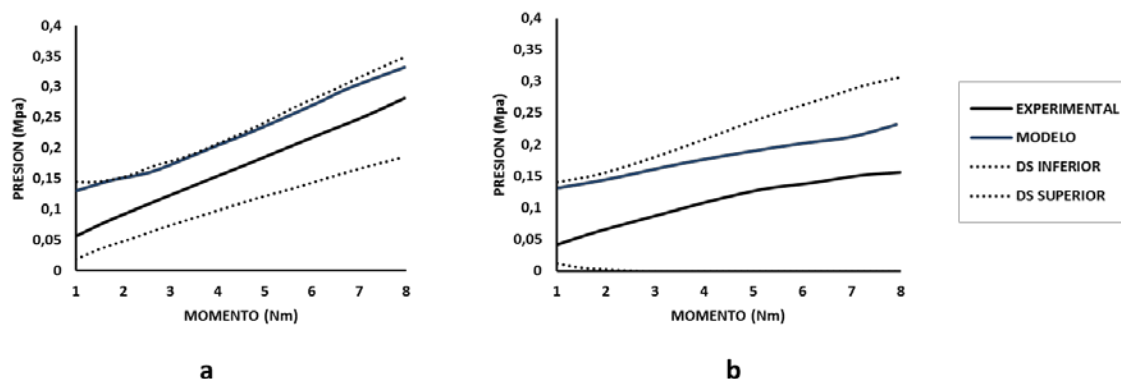


Figura 14. Presión intradiscal a: En flexión b: En extensión. Modelo: Modelo completo de elementos finitos. Experimental: Datos Heuer (97)

Los resultados demostraron la relación no lineal entre el rango de movilidad de la columna y el momento aplicado, así como la contribución que cada uno de los elementos estabilizadores ofrece a la rigidez del segmento (95). En el caso de los ligamentos, el modelo desarrollado representó lo expuesto por Pintar y col (126) sobre el rol del supraespinoso e interespinoso para limitar la flexión, el del ligamento longitudinal anterior para restringir la extensión y el ligamento flavo y los capsulares para limitar la inclinación lateral y las rotaciones (Figura 13). Se demostró además que el contacto de las facetas articulares es el principal limitante de la extensión y la rotación axial (95, 96) por la disminución importante del rango de movilidad del segmento cuando al modelo se le agregan los arcos vertebrales (Figura 13).

Con referencia al disco intervertebral se observó cómo la inclusión del núcleo hace más rígido el modelo, ya que disminuye el rango de movilidad del segmento L4-L5 de manera importante (Figura 13). Desde la perspectiva clínica, este fenómeno permite probar la inestabilidad residual que se genera cuando se realiza una cirugía de nucleotomía como tratamiento de hernias intervertebrales (127).

Se verificó además, la dependencia de la presión intradiscal con el rango de movimiento tal como lo encontró experimentalmente Schmidh (95) en pruebas *in vitro*. Similar a lo experimental, el modelo demuestra menor presión intradiscal en extensión que en flexión con valores dentro del rango experimental (Figura 14).

Como limitante es necesario mencionar que aunque la geometría del modelo corresponde a un trabajador promedio colombiano, no existen datos experimentales propios de sujetos de este país o latinoamericanos. Por tanto, el proceso de validación fue hecho con base en información bibliográfica que es empleada como referente en otros modelos de elementos finitos en columna a nivel mundial, que podrían variar con respecto a la población latinoamericana, por lo que a futuro sería importante desarrollar estudios en esta población. De igual forma, dado que el proceso de validación paso a paso desarrollado por Heuer solo está disponible para el segmento L3-L4-L5, es importante el desarrollo de esta metodología para el segmento L5-S1, lo que permitiría una mayor exactitud en la calibración del modelo.

### **5.2.3. Conclusiones**

El desarrollo del modelo del segmento L5-L5-S1 para el análisis por elementos finitos es un proceso complejo que demanda una alta inversión en tiempo y requiere del uso de variadas herramientas tecnológicas a fin de obtener una geometría realista que represente con exactitud las condiciones anatómicas de un individuo.

Específicamente, el desarrollo del modelo fue altamente exigente por las irregularidades anatómicas de las vértebras, la variabilidad en las características del disco intervertebral y la participación mecánica de una importante cantidad de tejidos blandos como los ligamentos, la cápsula articular y los platillos intervertebrales.

El proceso de calibración permite ajustar el modelo a fin de que se comporte lo más similar posible a lo fisiológicos. El modelo L4-L5-S1 desarrollado demostró un adecuado comportamiento cinemático cuando se compararon sus resultados con los experimentos *in vitro* realizados por Heuer (95), Panjabi (123) y Guan (124).

## **6. INFLUENCIA DE LAS VARIACIONES ESTRUCTURALES EN EL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DEL DISCO INTERVERTEBRAL ANTE CARGAS FISIOLÓGICAS**

En posición bípeda el DIV se encuentra sometido a cargas compresivas generadas por el peso corporal del individuo. En respuesta a estas cargas el DIV presenta un comportamiento biomecánico que puede ser influenciado por variaciones morfológicas del núcleo y el anillo fibroso. Para comprobar esta hipótesis se desarrollaron varios modelos de elementos finitos con variaciones en la forma del núcleo, el número de lamellas y la orientación de las fibras del anillo. A continuación se describe la forma en que fueron elaborados dichos modelos y los resultados obtenidos al aplicar cargas equivalentes al peso corporal.

### **6.1. DESARROLLO DE LOS MODELOS DE DISCO INTERVERTEBRAL**

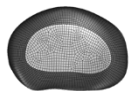
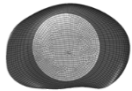
Dada la complejidad para realizar cambios en la geometría de un modelo del segmento L4-L5-S1 acordes con el objetivo de este trabajo, fue necesario hacer el desarrollo de un modelo del disco intervertebral tomando como base el disco L4-L5 del segmento completo, el cual había sido previamente validado según la metodología de Heuer (96), tal como se describió en el Capítulo 5.

Con el mismo contorno externo del disco y las mismas características de los materiales se generaron seis modelos en los que se varió la forma y el tamaño del núcleo. A tres de estos modelos se les asignó un núcleo de sección transversal con forma de riñón y áreas cercanas al 30%, 40% y 50 % del área total del disco intervertebral, los que fueron identificados como NRi30, NRi43 y NRi50, respectivamente. En los otros tres modelos se crearon sendos núcleos con forma circular y con áreas cercanas al 30%, 40% y 50 % de la sección transversal del

disco, los cuales fueron identificados como NR30, NR41 y NR50, respectivamente (Tabla 5).

Con el fin de analizar los cambios relacionados con la forma y tamaño del núcleo, las fibras del anillo fibroso fueron orientadas de manera uniforme a  $+34^\circ$  y  $-34^\circ$  con respecto al plano transversal, siguiendo la orientación referenciada por White y Panjabi y Helfenstein y col (51, 128), sin que se definiera un número específico de capas.

Tabla 5. Características geométricas de los modelos de disco intervertebral

Denominación Modelo	Modelo	Área núcleo (mm <sup>2</sup> )	Porcentaje área del núcleo (%)
NRi (Núcleo con forma de riñón) 	NRi30	417.8	30.0
	NRi43	598.8	43.0
	NRI 50	675.4	48.5
NR (Núcleo con forma redonda) 	NR 30	419	30.1
	NR 41	570.9	41.0
	NR 50	682.3	49

\*El área total del disco fue de 1392.5 mm<sup>2</sup> en todos los modelos

Para realizar la variación en el número de lamellas, al modelo de forma riñón con área del 43% se le realizaron 8, 10 y 13 particiones al anillo desde dentro hacia afuera, para un total de 16, 20 y 26 capas de fibras respectivamente, ya que cada capa tiene dos familias de fibras en las dos orientaciones.

Para el análisis de las variaciones en la orientación de las fibras, el modelo de 26 capas se segmentó en 8 partes desde la parte anterior a la posterior (Figura 15). Así mismo para tener elementos de comparación al momento de analizar los resultados, la orientación de las fibras se hizo siguiendo las variaciones empleadas experimentalmente por Noailly (22) a partir de las observaciones histológicas hechas por Galante y col (77), Cassidy y col (78) y Eberlein y col (79). Se incluyó además la variación medida por Holzapfel (80) equivalente al modelo Ani propuesto por Noailly (22). En el modelo **Iso** las fibras se mantuvieron sin variación a 40°, en el modelo radial (**Rad**) la orientación varió desde adentro hacia afuera, en el modelo tangencial (**Tan**) la variación se hizo de anterior a posterior mientras que en el modelo Holzapfel (**Hol**), la variación se hizo en los sentidos radial y tangencial. El resumen de las variaciones angulares en los diferentes modelos se presenta en la Tabla 6.

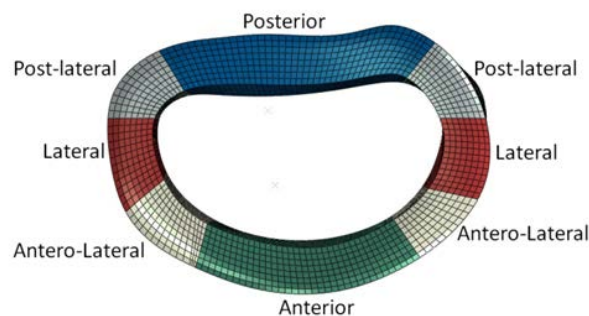


Figura 15. Esquema de las particiones hechas en el anillo fibroso para la modificación en la orientación de las fibras



Tabla 6. Organización de las fibras en los diferentes modelos de disco intervertebral

UBICACIÓN		ÁNGULO DE ORIENTACIÓN DE LAS FIBRAS *			
		ISO	RAD	TAN	HOL
Anterior	Externa	40°	40°	40°	29°
	Interna	40°	45°	40°	35°
Posterior	Externa	40°	40°	65°	45°
	Interna	40°	45°	65°	49°
Anterolateral	Externa	-	-	-	28°
	Interna	-	-	-	27°
Posterolateral	Externa	-	-	-	37°
	Interna	-	-	-	38°
Lateral	Externa	-	-	-	35°
	Interna	-	-	-	38°
Referencia		Galante y col (77)	Cassidy y col (78)	Eberlein y col (79)	Holzapfel y col (80)

\* Con respecto al plano transversal

Para encontrar el nivel de refinamiento necesario para garantizar una buena precisión de los resultados, se realizó un análisis de convergencia con base en esfuerzos y deformaciones. Con este análisis se determinó que era necesario usar elementos menores de 0.8 mm en todo el dominio con un refinamiento a 0.1 mm en los bordes externos que fueron las zonas donde se presentaron las concentraciones de esfuerzos.

Con el fin de representar la deformación que sufren los discos ante cargas de tipo fisiológico como el peso corporal, los modelos fueron fijados en sus caras inferiores y fueron sometidos a compresión en las caras superiores mediante la aplicación de un desplazamiento axial de 0.6 mm, equivalente al 8% de la altura media del disco (129). Para representar la función de los platillos intervertebrales

sanos y la rigidez de las vértebras, el desplazamiento se aplicó de manera uniforme (130, 131).

Adicionalmente, a los modelos NR y NRi se le aplicaron momentos puros de flexión, extensión, inclinación y rotación de 10 N m a fin de comparar el rango de movilidad obtenido con los datos experimentales de Heuer (95) para el modelo con solo el disco intervertebral.

## 6.2. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

### 6.2.1. Diferencias en el comportamiento mecánico del DIV asociadas a la forma y tamaño del núcleo.

Para alcanzar la deformación axial de 0.6 mm el promedio de la fuerza empleada en los tres modelos NR fue un 33% mayor que el promedio en los modelos NRi. En los modelos NR se observó una correlación negativa entre la rigidez y el área del núcleo, contrario a lo evidenciado en los modelos NRi (Figuras 16 y 17).

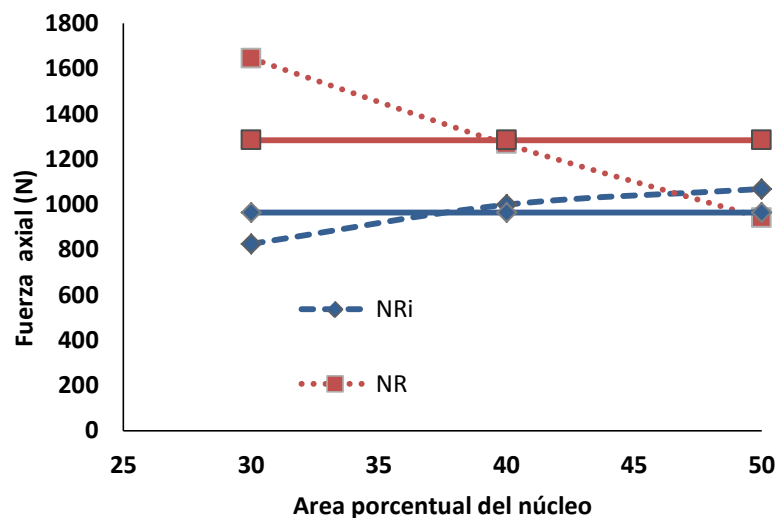


Figura 16. Fuerza requerida para alcanzar el desplazamiento axial de 0.6 mm en los diferentes modelos de disco intervertebral

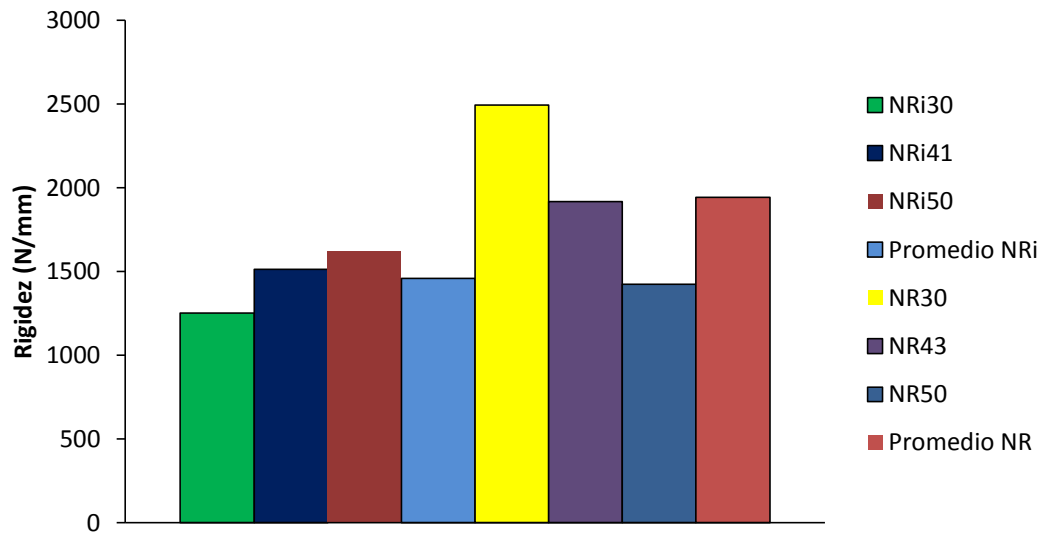


Figura 17. Rigidez en los diferentes modelos de disco intervertebral. NRi: Núcleo en forma de riñón, NR: Núcleo redondo; 30, 41, 43, 50: Área porcentual del núcleo respecto al área total del disco

Los perfiles de presión intradiscal mostraron diferencias asociadas con la forma del núcleo. En los modelos NRi, las presiones máximas fueron menores que las obtenidas con los NR de igual área (Figura18). Además, la presión en los modelos NRi presentó un comportamiento relativamente simétrico con valores ligeramente mayores hacia la parte posterior y posterolateral y presiones similares en las partes anterior y posterior. Por su parte en los modelos NR la presión fue menor hacia la parte posterior y mayor hacia la región posterolateral (Figura19).

Los perfiles de esfuerzos (Figura 19 y 20) mostraron diferencias importantes entre los modelos NRi y NR. En los primeros, los esfuerzos fueron muy similares entre la parte anterior y posterior del disco así como también entre la componente horizontal y vertical del esfuerzo (Figura 20). Contrario a ello, el comportamiento en los NR no fue hidrostático, encontrándose diferencias importantes entre el componente vertical y horizontal del esfuerzo y entre la parte anterior y posterior del DIV. En los modelos NR43 y NR50 los esfuerzos fueron mayores hacia los

extremos anterior y posterior del DIV y en el NR30 se presentó una disminución del esfuerzo hacia la parte posterior (Figura 21).

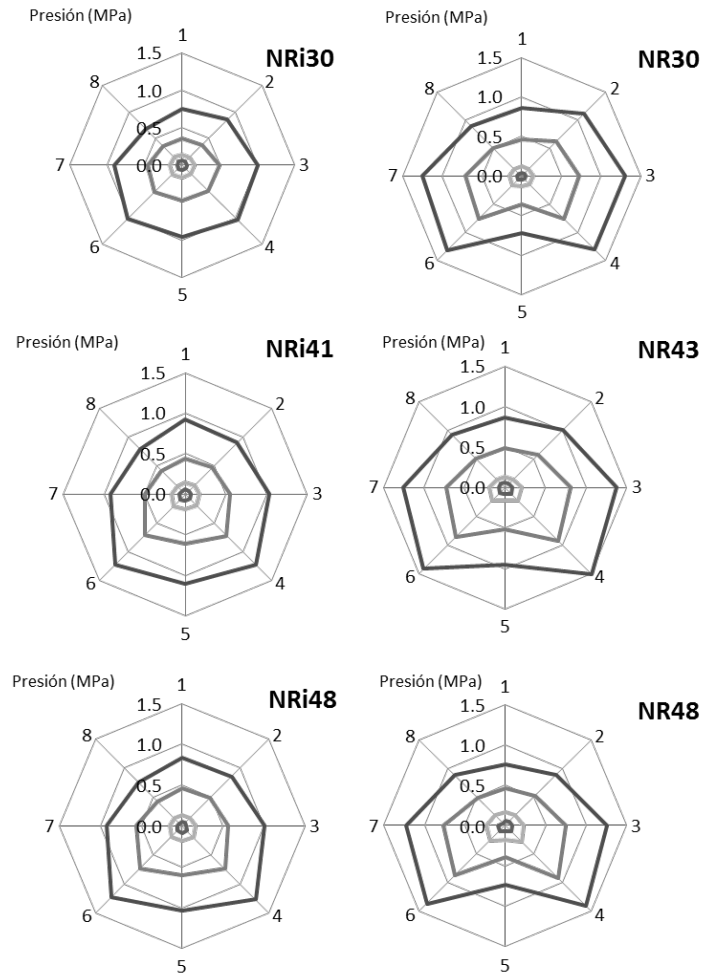


Figura 18. Perfil de presiones con relación al desplazamiento axial. La presión se presenta en coordenadas radiales cada 45°: 1: Anterior 3-7: Lateral 5: Posterior 4-6: Posterolateral 8-2: Anterolateral

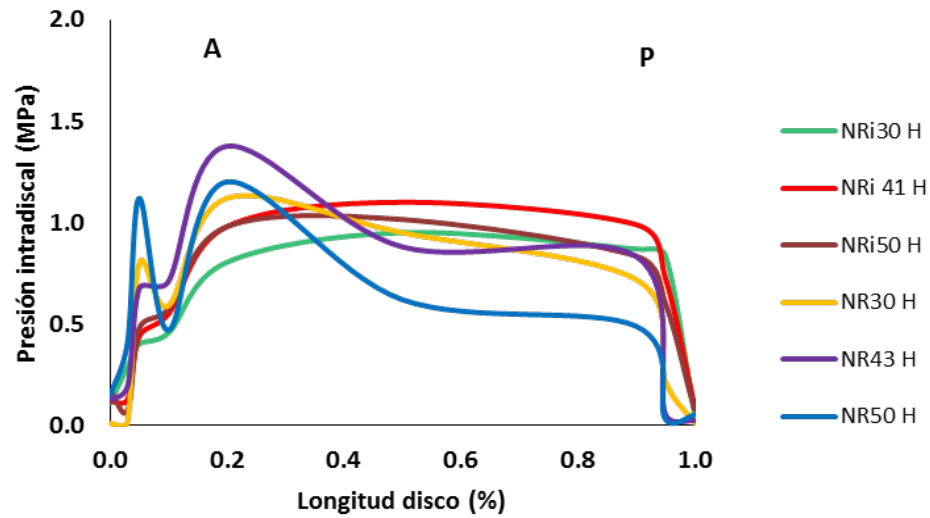


Figura 19. Perfil de presiones en el plano sagital del disco. \*A: Anterior  
P: Posterior

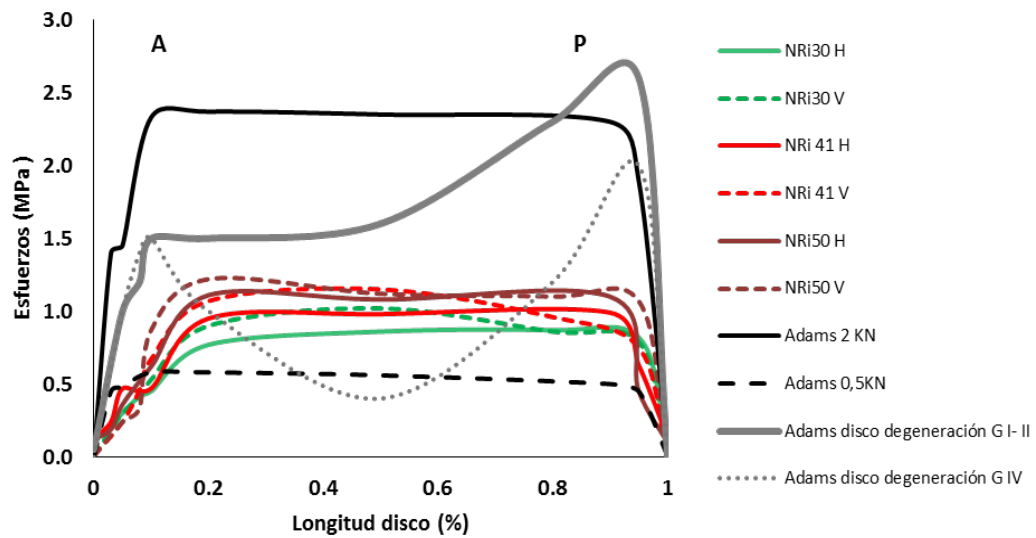


Figura 20. Perfil de esfuerzos en el plano sagital en modelos NRi, donde H es la componente horizontal del esfuerzo y V es la componente vertical. A: Anterior P: Posterior Adams: Datos experimentales

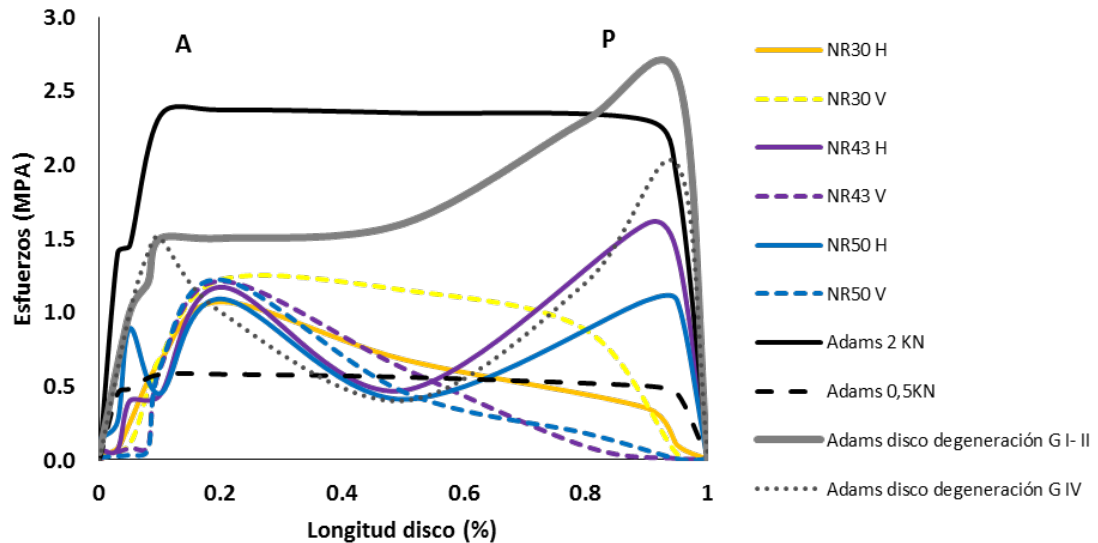


Figura 21. Perfil de esfuerzos en el plano sagital en modelos NR, donde H es la componente horizontal del esfuerzo y V la componente vertical. A:Anterior P: Posterior Adams: Datos experimentales (22, 132)

Los abultamientos del anillo fueron relativamente similares con relación a la forma y tamaño del núcleo, con diferencias que no sobrepasaron en promedio los 0.37 mm entre los modelos NRi y NR. En la dirección lateral, los abultamientos fueron menores a 2 mm en todos los modelos, mientras que en la dirección antero-posterior los abultamientos fueron mayores con valores entre 1.9 a 2.6 mm. (Figura 22). En los modelos NRi, los abultamientos fueron 10% mayores que en los modelos NR. Los desplazamientos en el núcleo fueron mayores en la parte posterior de los modelos NR (Figuras 23 y 24).

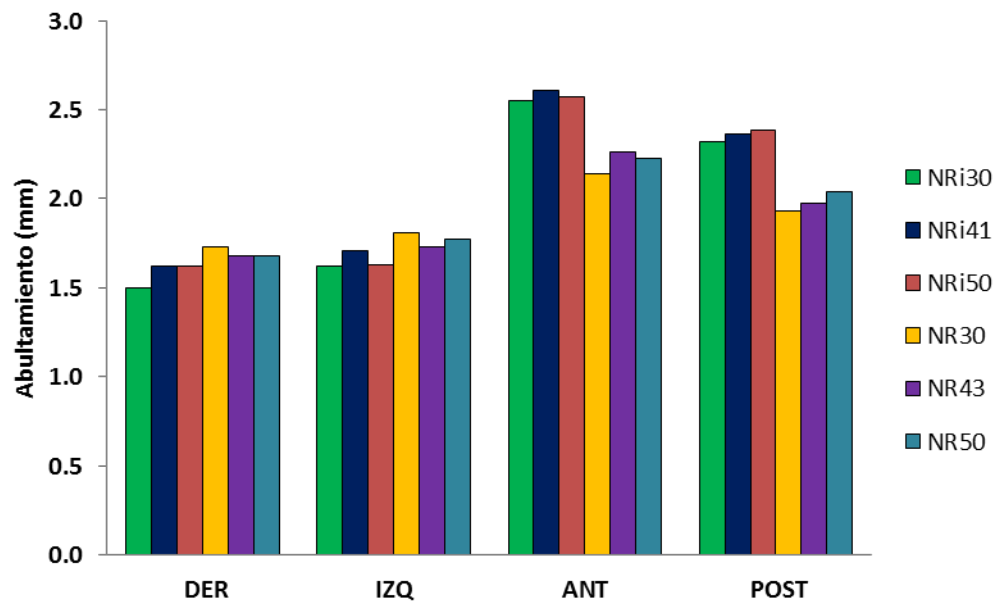


Figura 22. Abultamiento del anillo. \* DER: Derecho IZQ: Izquierdo ANT: Anterior POST: Posterior

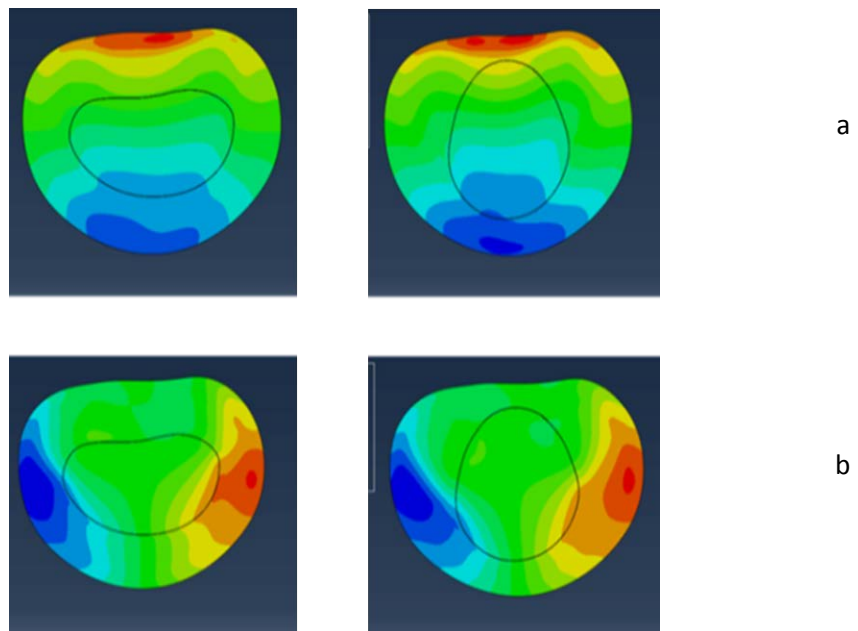


Figura 23. Contornos de desplazamiento. a: Antero-posterior y b: Laterales  
Izquierda: NRi30 Derecha: NR30

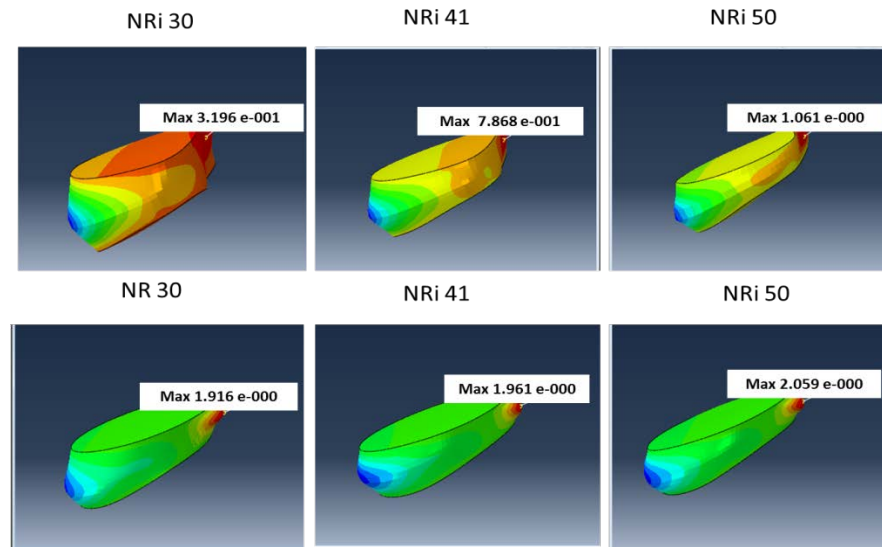


Figura 24. Abultamientos en el núcleo pulposo (mm)

El esfuerzo local máximo en las dos familias de fibras y los esfuerzos máximos en el disco presentaron un comportamiento diferente con relación a la forma del núcleo pulposo (Tabla 7). En los modelos NR se encontró que al aumentar el área disminuyó el esfuerzo mientras que en los NRi se presentó el fenómeno contrario (Tabla 7). En todos los modelos, los esfuerzos máximos se localizaron en la región externa posterolateral del disco sin que se presentaran concentraciones de esfuerzos (Figura 25).

Tabla 7. Esfuerzos máximos (MPa) en el anillo L4- L5

MODELO	Sf1	Sf2	S11	S22	S33	S12	S13	S23
<b>NRi30</b>	475.5	453.1	25.4	13.1	31.4	60.6	10.5	8.2
<b>NRi41</b>	495.2	458.5	23.9	24.6	31.9	85	15.5	62.5
<b>NRi50</b>	522.4	474.6	22.4	26.4	32.6	104.1	19.1	79.3
<b>NR30</b>	490.4	525.7	23.4	52.8	32.4	54.2	8.7	66.5
<b>NR43</b>	245.1	268.5	15.5	15.1	15.4	22.1	5.2	36.3
<b>NR50</b>	192	196.3	13.5	7.6	11.4	9.6	2.7	29.1

\*Sf1 y Sf2 son los esfuerzos en las dos familias de fibras y S11, S22, S33, S12, S13 y S23 son las componentes del tensor esfuerzo de Cauchy



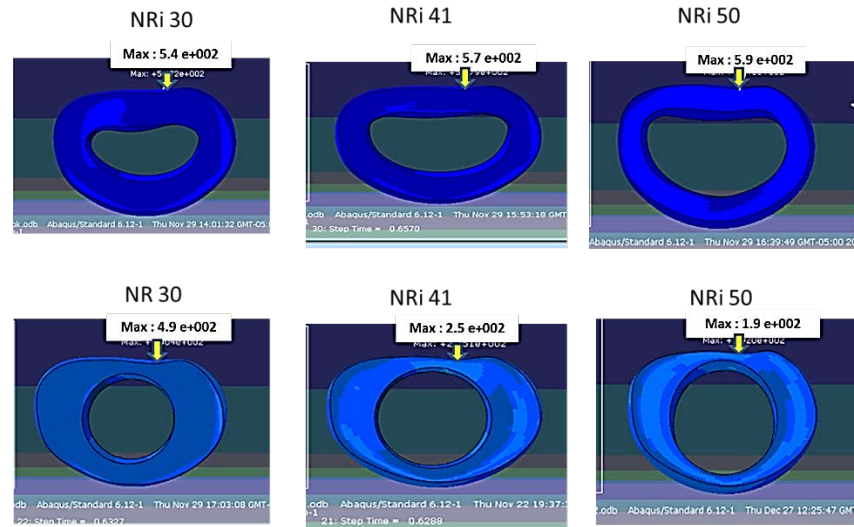


Figura 25. Localización del esfuerzo máximo (MPa) en el anillo fibroso

El rango de movilidad de los modelos NRi estuvo dentro de la variabilidad descrita por Heuer (133) para todos los movimientos, mientras que los modelos NR resultaron más rígidos que los experimentales para la inclinación. El modelo NR50 a su vez presentó una menor movilidad para la flexión (Figura 26).

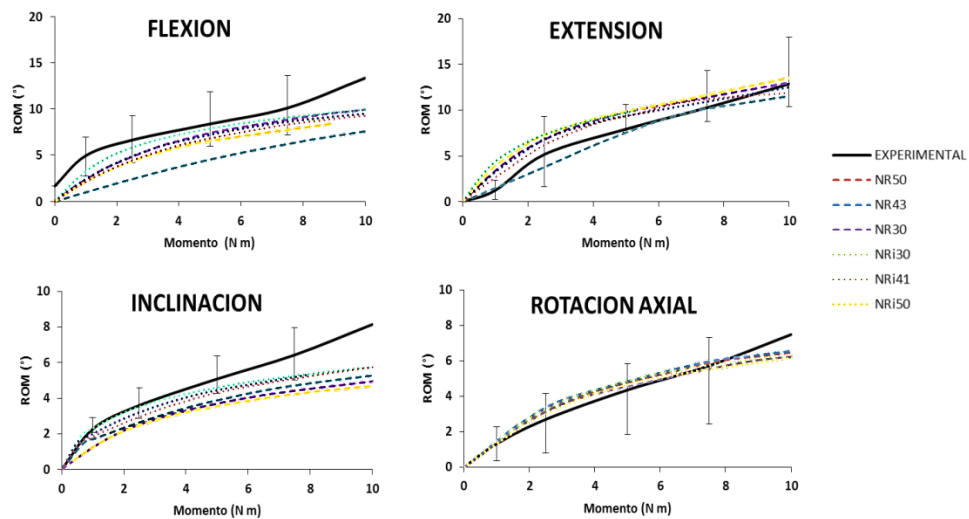


Figura 26. Relación momento - rango de movilidad articular (ROM) para los diferentes modelos de disco intervertebral. \* NR: Núcleo redondo NRi: Núcleo riñón. 50, 43, 41,30: Áreas del núcleo Experimental= Datos Heuer (97)

## DISCUSIÓN

Los resultados demostraron importantes diferencias en la respuesta mecánica del disco intervertebral sometido a compresión axial asociadas con la forma y el tamaño del núcleo pulposo, lo que implica que estos parámetros deben ser cuidadosamente escogidos en los análisis de elementos finitos.

Según los estudios *in vitro* realizados por Adams (134) al aplicar una fuerza compresiva de 0.5 y 2 KN en un disco intervertebral sano, los esfuerzos presentan escasa variación entre la parte anterior y posterior del DIV. En los modelos NRi se observó un patrón similar al disco sano, mientras que en los NR se apreció una caída de presión hacia la parte posterior con una zona de presión constante o núcleo funcional más pequeña y mayores esfuerzos hacia la zona posterior, tal como ocurre en los discos con niveles avanzados de degeneración (135).

En los modelos NR se apreció una disminución en la presión intranuclear hacia la zona posterior del disco, justo donde se presenta la mayor reducción en el grosor del anillo fibroso. Un menor espesor de anillo puede dar lugar a que las fuerzas expansivas del núcleo no puedan ser contrabalanceadas eficientemente por el anillo, con lo cual se reduce la presión intranuclear (64, 128, 136). Este fenómeno es posible detectarlo también en discos con degeneración temprana (130).

El menor confinamiento del núcleo cuando el anillo es más delgado se constató en el hecho de que el núcleo tendiera a expandirse más hacia la región posterior en los modelos NR. A su vez, la menor presión intranuclear en esa zona pudo contribuir a que los abultamientos en estos modelos fueron menores con respecto a los modelos NRi.

Comparados con los abultamientos de 0.87 mm determinados experimentalmente por Heuer y col (133) para una carga axial de 500 N, los abultamientos obtenidos en los modelos NRi de 2.6 mm y NR de 2.19 fueron substancialmente más altos,

diferencia que puede explicarse ya que la carga aplicada en los modelos de este estudio estuvo en el rango de 1000 – 1600 N (Figura 16). Los valores de abultamientos en ambos modelos fueron cercanos a 1.4 mm ( $\pm 0.37$ ) y 1.7 mm ( $\pm 0.56$ ) reportados por Fredericson y col (137) en mediciones *in vivo* para deformaciones en el disco L4-L5 después de que los sujetos permanecieran en posición bípeda de 6 a 10 horas. Solo los modelos NRi mostraron abultamientos 0.2 mm superiores a estos valores.

Tanto en los modelos NRi como NR el anillo presentó abultamientos en todas las direcciones, siendo mayores en dirección anteroposterior que en sentido lateral. Cuchanski y col (138) para discos lumbares sometidos a una carga axial de 250 N determinan desplazamientos laterales máximos de 0.66 mm y posteriores de 0.96 mm. Por su parte Wenger y col (139) al aplicar una carga compresiva de 2500 N en discos con degeneración discal grados II a IV encontraron en promedio abultamientos hacia la parte posterior de  $0.93 \pm 0.52$  mm, en dirección anterior de  $0.37 \pm 0.26$  mm y en dirección lateral de  $0.54 \pm 0.29$  mm. Similar al presente estudio, tanto Cuchanski (138) como Wenger (139) evidencian mayores abultamientos hacia la parte posterior del disco en comparación con los desplazamientos laterales. Sin embargo, Wenger refiere menores valores de abultamientos para una carga axial mayor, así como un menor desplazamiento en dirección anterior comparado con la dirección posterior.

En los discos sanos, el agua contenida en el núcleo ofrece una rigidez que permite pequeñas deformaciones en todas las direcciones, pero que son suficientes para distribuir los esfuerzos aplicados sobre el DIV (140). En este estudio, los modelos NR se mostraron 33% más rígidos y presentaron menores valores de abultamientos del anillo que los modelos NRi. Sin embargo, la rigidez de los modelos NRi estuvo más cercana a los valores fisiológicos reportados por Markolf (129) y al promedio de 800 N/mm reportado por Ito (141) ante cargas de 1000N.

En los NRi, la rigidez de los discos aumentó de manera proporcional al área transversa del núcleo, lo cual es aceptable si se piensa que entre más grande es una estructura presurizada y confinada, mayor será su capacidad de soportar carga. Contrario a ello, en los NR la rigidez disminuyó a medida que aumentaba el área del núcleo pulposo, debido posiblemente a que el adelgazamiento que sufre el disco en algunas zonas lo hace incapaz de contener adecuadamente las fuerzas del núcleo pulposo, evidenciándose esto también en esfuerzos en las fibras (Tabla 6).

Con referencia a los esfuerzos en el anillo, estos fueron relativamente uniformes en todos los modelos sin zonas de concentración específicas, acorde a lo referenciado por White y Panjabi para fuerzas compresivas (51). A pesar de ello, el esfuerzo máximo se presentó hacia la zona posterolateral externa del anillo asociado a las zonas de mayor abultamiento.

En algunos estudios de elementos finitos para el análisis de esfuerzos en el DIV se hace mención al esfuerzo de Von Mises, el cual está orientado a predecir la falla de materiales dúctiles (142) por lo que no se utilizó en el presente trabajo. Sin embargo como elemento de comparación se mencionan los trabajos de Strange y col (143) en el que se determinaron esfuerzos del orden de 2.6 MPa para discos sometidos a una carga de 4 KN y el de Hussain y col (144) que refiere esfuerzos en discos cervicales de 0.9 MPa para una carga axial de 50 N. A pesar de las diferencias entre estos dos autores, los esfuerzos en fibras de hasta 522 MPa en los modelos NRi y 490 MPa en los modelos NR, superan de manera importante lo reportado en la literatura. De igual manera el esfuerzo de falla longitudinal de fibras de 10.3 MPa reportado por Skaggs y col (145) sugiere un comportamiento no fisiológico para los modelos NR y NRi que pudiera explicarse por la ausencia en el presente modelo de platillo intervertebral, el cual con su deformación contribuye a amortiguar las cargas aplicadas en la columna. Otra posible explicación es la utilización de diferentes funciones de energía en los modelos

reportados comparados con la exponencial empleada en este modelo o la presencia de concentraciones en las esquinas del modelo.

De acuerdo con los resultados preliminares y con excepción de los esfuerzos máximos, la respuesta ante cargas axiales de los modelos con núcleo en forma de riñón resulta más compatible con los valores fisiológicos obtenidos para discos sanos. Desde este punto de vista, para la interpretación de los esfuerzos máximos y el riesgo asociado en ellos, debe incluirse en futuros estudios la cuantificación del volumen en donde actúan.

#### **6.2.2. Diferencias en el comportamiento mecánico del DIV asociadas al número de lamellas y orientación de las fibras en el anillo fibroso**

Para el análisis de las diferencias del comportamiento mecánico del DIV asociadas a variaciones en el anillo fibroso, se empleó el modelo NRi43, considerando que los modelos con núcleos en forma de riñón presentaron un comportamiento mecánico similar al reportado para discos normales sin degeneración. Como se explicó previamente, se realizaron 3 modelos con variaciones en el número de capas (8c, 10c y 13c) y 4 con variaciones en la orientación de las fibras (RAD, TAN, ISO y HOL).

Con referencia a los perfiles de presión intradiscal, todos los modelos evidenciaron un patrón similar con presiones ligeramente mayores hacia la parte posterior y posterolateral. En cuanto al número de capas, el modelo de 13c presentó un patrón más simétrico que los modelos 8c y 10c. Referente a los modelos con variación en la orientación de las fibras, el modelo TAN presentó menores presiones intradiscales comparadas con las obtenidas con el modelo ISO (Figura 27).

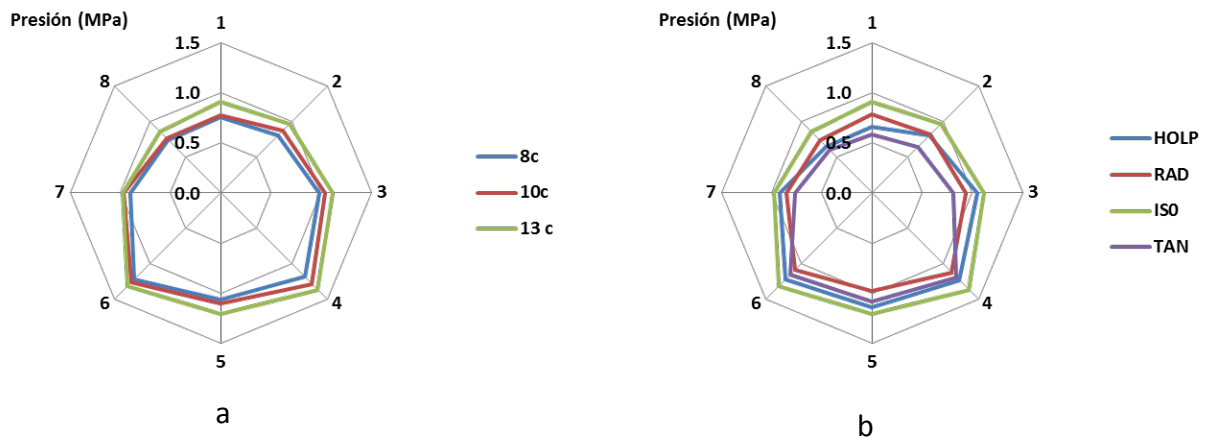


Figura 27. Perfil de presiones con relación al desplazamiento axial, donde a representa los modelos con variación en el número de capas y b los modelos con variación en la orientación de las fibras. La presión se presenta en coordenadas radiales cada 45°: 1: Anterior 3-7: Lateral 5: Posterior 4-6: Posterolateral 8-2: Anterolateral

Siguiendo los protocolos empleados en mediciones in vivo, se midió también la presión intradiscal en los puntos centrales del núcleo pulposo. Los resultados mostraron que la presión intradiscal del modelo 13c fue casi el doble con respecto al modelo 8c. Por su parte, las variaciones en la orientación de las fibras no generaron grandes diferencias en la presión intradiscal, con tan solo una diferencia máxima de 0.2 MPa entre el modelo ISO y el TAN (Figura 28).

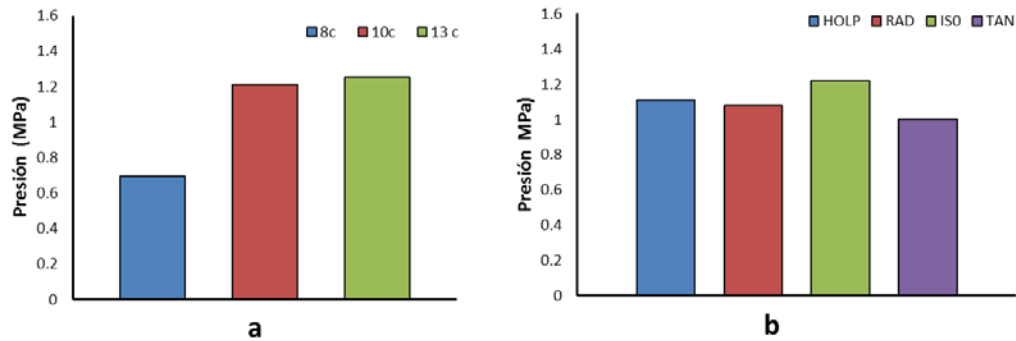


Figura 28. Presión intradiscal con relación a la variación en a: Número de capas y b: Orientación de las fibras

Al comparar los modelos con variación en el número de capas, los abultamientos fueron similares con diferencias menores a 1 mm aunque en todos los casos los desplazamientos fueron mayores en dirección anteroposterior que en dirección lateral (Figura 29). Contrario a esto, se encontraron diferencias asociadas a la orientación de las fibras. En la dirección posterior los modelos HOL y TAN presentaron menores abultamiento comparados con los modelos ISO y RAD. Sin embargo en dirección anterior y lateral todos los modelos presentaron abultamientos similares con diferencias menores a 0.1 mm.

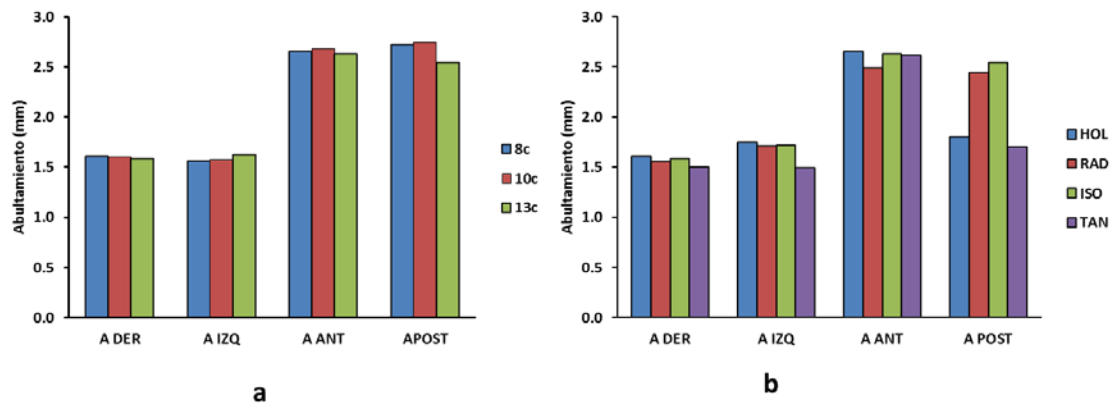


Figura 29. Abultamientos en anillo fibroso. \*a: Modelos con variación en el número de capas b: Modelos con variación en orientación de las fibras. DER: Derecha, IZQ: Izquierda, ANT: Anterior, POST: Posterior

Los esfuerzos en las fibras no presentaron concentraciones en zonas específicas mientras que los esfuerzos máximos se localizaron hacia la parte posterolateral externa del DIV. El modelo de 13c presentó mayores esfuerzos en dirección circunferencial (S11) y locales en fibras (Sf1 y Sf2). Contrario a ello, el modelo 10c presentó mayores esfuerzos en sentido radial (S22) (Tabla 8).

Tabla 8. Esfuerzos máximos (MPa) en el disco L4-L5 en los modelos con variación en el número de capas.

Modelo	Sf1	Sf2	S11	S22	S33	S12	S13	S23
<b>8c</b>	38.1	30.8	11.7	2.2	1.7	14.2	9.4	9.0
<b>10c</b>	27.8	53.2	8.5	18.5	2.5	4.9	2.2	6.8
<b>13c</b>	78.4	64.0	33.9	3.0	4.2	12.8	3.5	3.9

\*Sf1 y Sf2: esfuerzos en las dos familias de fibras, S11, S22, S33, S12, S13 y S23: componentes del tensor esfuerzo de Cauchy

Entre los modelos con variación en la orientación de las fibras, se apreciaron mayores esfuerzos en los modelos RAD e ISO, en sentido circunferencial (S11) mientras que en los modelos HOL y TAN se presentaron mayores valores en sentido radial (S22). Los mayores esfuerzos máximos y locales las fibras se presentaron en los modelos RAD e ISO (Tabla 9).

Tabla 9. Esfuerzos máximos (MPa) en el disco L4-L5 en los modelos con variación en la orientación de las fibras

	Sf1	Sf2	S11	S22	S33	S12	S13	S23
<b>HOL</b>	53.1	53.3	6.1	20.1	2.1	4.3	0.8	13.3
<b>RAD</b>	68.9	67.8	45.0	1.2	3.5	3.2	0.8	6.8
<b>TAN</b>	42.5	43.3	5.5	20.9	0.9	9.9	1.1	13.2
<b>ISO</b>	78.4	64.2	33.9	2.9	4.1	12.8	3.5	3.9

\*Sf1 y Sf2: esfuerzos en las dos familias de fibras y S11, S22, S33, S12, S13 y S23: componentes del tensor esfuerzo de Cauchy. Los valores subrayados indican que las concentraciones de esfuerzos son localizados. Los sombreados en azul indican diferencias en ubicación del esfuerzo.



## DISCUSIÓN

La presión intradiscal en un sujeto de pie ha sido reportada en amplios rangos de valores que van desde 0.2 MPa a 1.3 MPa (70). En las simulaciones fue posible observar una relación lineal entre el número de capas y el aumento de la presión intradiscal, aun cuando todos los valores se presentaron dentro de los rangos de normalidad mencionados previamente. Este comportamiento puede entenderse en el hecho de que un mayor número de capas en un mismo volumen de material es equivalente a una mayor densidad de fibras y por ende una mayor rigidez del material, siempre y cuando cada capa contenga la misma o mayor cantidad de fibras (146). Esta característica en el caso del DIV, puede explicar un mayor confinamiento del núcleo y por ende una mayor presión intranuclear (70) (Figura 30).

Respecto a los abultamientos en el anillo, se apreció en el modelo con más capas un mayor confinamiento y por ende un menor abultamiento hacia la región posterior del anillo y abultamientos muy similares en las otras direcciones (Figura 27).

Con referencia a las distintas orientaciones en las fibras del anillo, la presión intradiscal medida en el núcleo solo presentó pequeñas variaciones en el rango de valores considerados como fisiológicos (70).

En los modelos de esta investigación fue posible determinar un comportamiento similar a lo referenciado por Noailly y col (22). En ambos estudios el modelo ISO fue el que presentó mayores esfuerzos en las fibras del anillo posterior, seguido por el modelo radial y en menor grado por el modelo TAN. El modelo HOL del presente estudio, que puede ser comparable al modelo anisótropo de Noailly, fue el que presentó los menores esfuerzos hacia la parte posterior del anillo.

De manera general, la simulación también permitió corroborar lo descrito por Shirazi-Adl (147) quien indica que cuando el disco es cargado axialmente los

desplazamientos son menores en dirección lateral en comparación con los desplazamientos en la dirección anteroposterior.

Los esfuerzos en las fibras reportados por Noailly (22) oscilaron entre 4 a 12 MPa para una deformación axial que varía entre 0.8 a 1.7 mm ante una carga de 500 N, mientras que los esfuerzos obtenidos en este estudio oscilaron entre 53 y 78 MPa, debido a la utilización en este modelo de una función de energía exponencial para las fibras o la presencia de concentraciones de esfuerzos en las esquinas. A pesar de la reducción de los esfuerzos comparados con el modelo de disco aislado y sin platillo intervertebral, estos valores siguen siendo altos para lo reportado por Skaggs y col (145) como esfuerzo de falla longitudinal de las fibras.

Es importante mencionar que los esfuerzos en estos modelos, disminuyeron a una décima parte de los obtenidos con los modelos NR y NRi, mencionados en este mismo Capítulo, dejando entrever la importancia del número de capas y la orientación de las fibras.

### **6.2.3. Conclusiones**

Las simulaciones realizadas evidencian diferencias en el comportamiento mecánico del disco intervertebral con referencia a las variaciones en la forma y área del núcleo pulposo, así como en el número de capas o lamellas del anillo fibroso, cuando el disco es sometido a cargas axiales fisiológicas.

La disparidad de resultados asociados a la forma y área del núcleo reflejan las diferencias reportadas entre un disco sano y un disco con degeneración discal. Por otra parte, los cambios en el anillo fibroso, aunque son menos notables pueden marcar importantes diferencias en el riesgo de lesión discal.

En cualquier caso, los resultados obtenidos corroboran la importancia de realizar estudios anatómicos a profundidad para definir si las modificaciones morfológicas

reportadas en la literatura varían en frecuencia con relación a factores como la raza o edad. Igualmente, estas diferencias deben ser tomadas en cuenta para desarrollar modelos de simulación computacional que busquen determinar comportamientos individualizados.

## **7. INFLUENCIA DE LAS VARIACIONES ESTRUCTURALES DEL DISCO INTERVERTEBRAL EN EL COMPORTAMIENTO BIOMECÁNICO DURANTE EL TRANSPORTE DE BULTOS**

En presente capítulo se presentan los procedimientos y resultados de la determinación de las fuerzas compresivas y cortantes en la columna vertebral lumbar durante el transporte de bultos. Igualmente se describe la respuesta biomecánica del DIV ante la aplicación de las cargas establecidas en el transporte de bultos y las variaciones generadas por efecto de la orientación de las fibras del anillo.

### **7.1. DETERMINACIÓN DE LAS FUERZAS COMPRESIVAS DEL SEGMENTO L4-L5-S1 DURANTE EL TRANSPORTE DE BULTOS**

#### **7.1.1. Procedimientos para el cálculo de fuerzas compresivas y cortantes estáticas y dinámicas**

Las fuerzas compresivas para aplicar al modelo de elementos finitos se determinaron a partir del análisis cinemático realizado a trabajadores transportando bultos de 25, 20 y 10 Kg en la cabeza, en el hombro y en el tronco anterior (Figura 30) y cuya metodología fue explicada en el Capítulo 4 de este documento.



Figura 30. Individuo transportando bultos en la cabeza, el hombro y tronco anterior

La posición de los segmentos corporales de cada uno de los sujetos filmados fue exportada al software 3DSSPP 6.05 de la Universidad de Míchigan (Centro del Ergonomía de la Universidad de Míchigan, USA) con el cual se realizó el cálculo de las fuerzas compresivas y de cizallamiento en el disco intervertebral L4/L5 empleando modelos en dos y tres dimensiones. Para el análisis bidimensional en el plano sagital, el programa computacional calcula la fuerza compresiva a partir del análisis estático del diagrama de cuerpo libre de la parte superior del cuerpo, el cual incluye las fuerzas y momentos generados por el peso del segmento superior del individuo, el peso de la carga y las fuerzas musculares estabilizadoras del músculo erector de la espina.

Para el cálculo tridimensional, el programa emplea un modelo de red neural muscular basado en las ecuaciones de equilibrio y en un algoritmo según el cual se supone que los músculos actúan de manera interconectada y que poseen sistemas de auto-inhibición que afectan los momentos de reacción muscular total.

De manera simultánea se realizó el cálculo dinámico de fuerzas compresivas y cortantes tomando como base el modelo desarrollado por Schultz y Anderson (24),

el cual fue desarrollado, para el levantamiento de pesos y adaptado por García y Díaz para el transporte de bultos (148). En el anexo 7 se presenta el desarrollo teórico del modelo.

### **7.1.2. Resultados y discusión**

Los resultados obtenidos evidencian importantes diferencias entre el análisis bi y tridimensional (Figura 31). Las fuerzas compresivas lumbares calculadas a partir del modelo 2D mostraron diferencias significativas ( $p < 0.005$ ) con la magnitud de la carga, pero no con respecto a su ubicación. Contrario a ello, en el análisis 3D se encontraron diferencias asociadas tanto a la magnitud como a la ubicación del bulto. La máxima fuerza compresiva de 1280 N fue obtenida para el transporte del bulto de 25 kg en la parte anterior del tronco, siendo este valor un 20% mayor que el obtenido cuando se transportó un bulto del mismo peso en el tronco anterior o de 20 kg en el hombro ( $p < 0.001$ ). Las menores fuerzas compresivas se obtuvieron cuando se transportaron las cargas en la cabeza.

Con el modelo dinámico las fuerzas compresivas en la columna lumbar se incrementaron en un 71%, con un máximo de fuerza compresiva calculado de 2338 ( $\pm 212$  N) al transportar el bulto de 25 kg en la parte anterior del tronco. Este valor fue significativamente mayor que los obtenidos al transportar bultos en el hombro y la cabeza (Figura 32).

Con referencia a las fuerzas cortantes, tanto en el análisis dinámico como en el estático, las fuerzas antero-posteriores fueron significativamente más altas que las laterales ( $p < 0.001$ ), sin que se encontrara alguna relación con respecto a la ubicación del bulto (Figura 33).

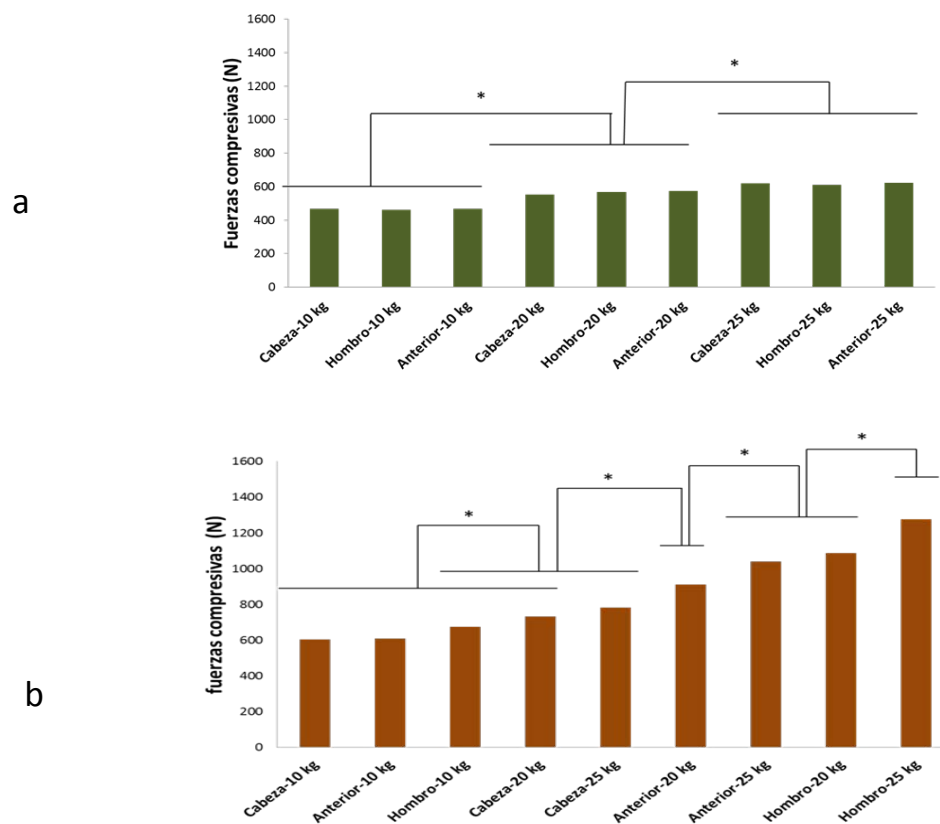


Figura 31. Fuerzas compresivas estáticas en L4/L5. a: Cálculo bidimensional  
b: Cálculo tridimensional \* Diferencias significativas

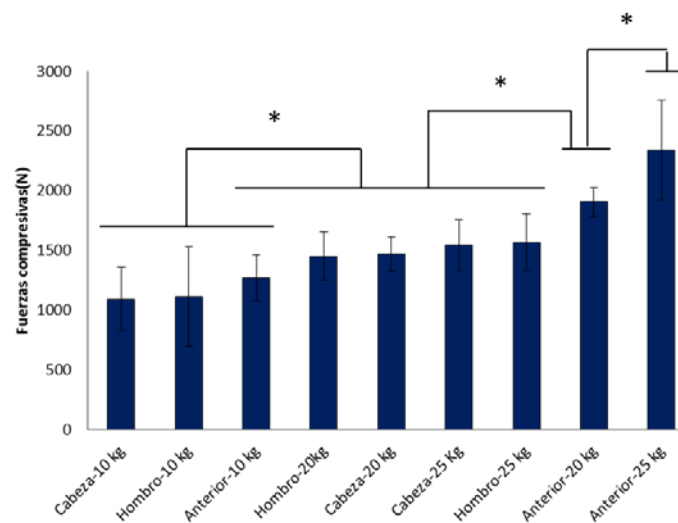


Figura 32. Fuerzas compresivas dinámicas en L4-L5. \* Diferencias significativas

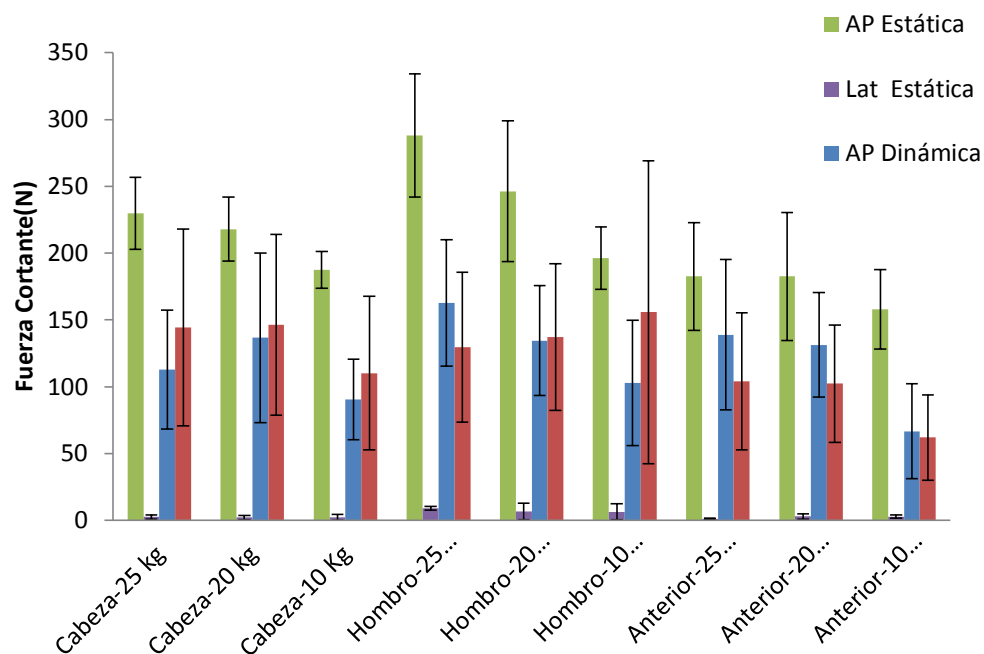


Figura 33. Fuerzas cortantes en L4-L5. A-P: Cortante anteroposterior Lat: Cortante lateral

Tabla 10. Valores promedio de las máximas fuerzas dinámicas compresivas medidas en 10 sujetos

	Cabeza-10 kg	Cabeza-20 kg	Cabeza-25 kg	Hombro-10 kg	Hombro-20 kg	Hombro-25 kg	Anterior-10 kg	Anterior-20 kg	Anterior-25 kg
<b>Promedio</b>	1088.9	1468	1541	1106	1448	1564	1266	1903	2338
<b>SD</b>	267.6	143	212	419	202	238	191	122	422
<b>CV</b>	0.1	0.1	0.3	0.2	0.4	0.4	0.1	0.1	0.2

\* SD: Desviación estándar CV: Coeficiente de variación

## DISCUSIÓN

Los resultados del análisis estático tridimensional permitieron detectar diferencias relacionadas con el peso y la posición del bulto, encontrándose valores de fuerza compresiva de hasta de 1.6 veces el peso corporal de los sujetos analizados.



Contrario a ello, el análisis bidimensional determinó fuerzas compresivas que no superaron el peso corporal y diferencias asociadas solo a la magnitud de la carga. Estos datos evidencian la poca sensibilidad que ofrecen los modelos bidimensionales para calcular las fuerzas compresivas en actividades como el transporte de bultos, debido a la imposibilidad de incluir las fuerzas y momentos que se generan por efecto de las cargas asimétricas, tal como ocurre durante el transporte de bultos en el hombro.

De otra parte, las diferencias de aproximadamente 70% entre el análisis estático y dinámico, tanto en las fuerzas compresivas como en las cortantes, evidencian la importancia de incluir en el modelo de cálculo de fuerzas compresivas lumbares los efectos inerciales, aun cuando la velocidad de la marcha sea relativamente baja.

La máxima fuerza compresiva lumbar de 2338 N determinada cuando el sujeto transporta un bulto de 25 kg en la parte anterior del tronco puede ser considerada de bajo riesgo al compararla con los 3400 N reportados por Chafin como Valor Límite Funcional (VLF), el cual indica el límite por debajo del cual la mayoría de los trabajadores no presentan ningún tipo de lesión a nivel intervertebral (149, 150). Sin embargo, debido a que el modelo solo calcula la fuerza en un momento determinado, se debe considerar a futuro un análisis que permita evidenciar los efectos acumulativos cuando la actividad de transporte de bultos se realice en con altas frecuencias durante un tiempo prolongado.

Son pocos los estudios que incluyen el cálculo de fuerzas compresivas lumbares cuando se transportan objetos en diferentes partes del cuerpo (151-155). Goh y col (153) reportan una fuerza lumbar de 2.42 veces el peso corporal cuando se transporta en la espalda una carga equivalente al 30% del peso corporal, mientras que en el presente estudio la fuerza compresiva máxima calculada fue de 2338.4 N medida cuando el sujeto transportaba una carga de 25 kg en el tronco anterior.

Mc Gill y col (155) por su parte, reportaron fuerzas compresivas de 2874 N cuando se transportan 30 kg en una mano. Este valor es mayor que el encontrado en este estudio de 1564 N cuando se transporta cargas de 25 kg en el hombro, lo cual puede relacionarse al hecho de que al cargar en la mano los momentos que se generan son mayores, aumentando las fuerzas compresivas. Por su parte los 1628 N que reporta el mismo Mc Gill cuando se cargan 15 kg en las dos manos, son comparables a los 1541 N determinados en este estudio cuando se cargan 25 Kg en la cabeza, posición esta que causa una carga simétrica a lo largo de la columna vertebral.

Con referencia a las fuerzas cortantes anteroposteriores, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los valores calculados de manera estática o dinámica, debido quizá a que como una limitante del método dinámico este no tuvo en cuenta la inclinación y rotación del tronco. Sin embargo, los valores obtenidos fueron del mismo orden de magnitud que los reportadas por Mc Gill (156) de  $354 \pm 187$  N al transportar cargas de 15, 20 y 30 kg en una o dos manos y por Arjmand y col (157) quienes reportan adicionalmente diferencias entre las cortantes anteroposteriores y laterales similares a las determinadas en este estudio.

### **7.1.3. Conclusiones**

El cálculo de fuerzas compresivas y cortantes durante el transporte de bultos requiere el uso de modelos tridimensionales dinámicos que tengan en cuenta los efectos inerciales aun cuando se realice a velocidades moderadas de marcha.

La mayor fuerza compresiva de 2339 N que se generó cuando los sujetos transportaron cargas de 25 Kg en la parte anterior del tronco representa un riesgo relativamente bajo, ya que es equivalente al 68% de la carga máxima funcional permisible de 3400 N, propuesta por Chaffin (24).

## **7.2. RESPUESTA BIOMECÁNICA DEL DISCO INTERVERTEBRAL DURANTE EL TRANSPORTE DE BULTOS**

### **7.2.1. Procedimientos para definir las variaciones estructurales y aplicar las cargas a los modelos**

Para la determinación de la respuesta biomecánica del disco intervertebral se empleó el modelo validado del segmento L4-L5-S1 que fue presentado en el Capítulo 5 de este documento.

Dada la complejidad para hacer variaciones estructurales sobre el modelo de elementos finitos del segmento completo, solo fue posible evaluar la influencia de la orientación de las fibras del anillo fibroso, para lo cual se crearon dos modelos: Uno con fibras orientadas a un mismo ángulo o modelo ISO y el otro con cambios en la orientación radial y tangencial o modelo de HOL, siguiendo los mismos parámetros utilizados en el Capítulo 6 de este documento para el modelo de disco aislado (Tabla 6).

A partir de los resultados del análisis de fuerzas compresivas durante el transporte de bultos presentados previamente en este capítulo, se tomaron tres casos de carga para aplicar a los dos modelos. Ellos corresponden al promedio tomado entre los 10 sujetos de la fuerza instantánea máxima de compresión y cortante durante el transporte del bulto de 25 kg en la cabeza, sobre el hombro y en la parte anterior del tronco (Tabla 11).

Tabla 11. Casos de carga considerados para el análisis de esfuerzos en el disco intervertebral

Caso	Lateral (N)	A-P (N)	Compresión (N)	Descripción
1	144	113	1541	Carga instantánea máxima de compresión y cortante durante el transporte del bulto de 25 kg encima de la <b>cabeza</b> .
2	130	163	1564	Carga instantánea máxima de compresión y cortante durante el transporte del bulto de 25 kg encima del <b>hombro</b> .
3	104	139	2338	Carga instantánea máxima de compresión y cortante durante el transporte del bulto de 25 kg en el <b>tronco</b> anterior.

\*Las cargas A-P fueron consideradas positivas en la dirección anterior, las laterales positivas hacia la derecha y las de compresión positivas hacia abajo

Las cargas compresivas fueron aplicadas al modelo mediante un seguidor que conectaba los centroides de las vértebras, al cual se le impuso un cambio de temperatura de tal forma que se generara la fuerza establecida en cada caso, consistente con trabajos previos (49, 158). Las cargas fueron aplicadas en la superficie superior de la vértebra L4.

### 7.2.2. Resultados y discusión

Al aplicar las diferentes cargas al modelo de elementos finitos se observó un desplazamiento de todo el segmento vertebral, que fue mayor en sentido anterior que en sentido vertical o lateral, siendo relativamente similar para los tres casos de carga (Figura 34).

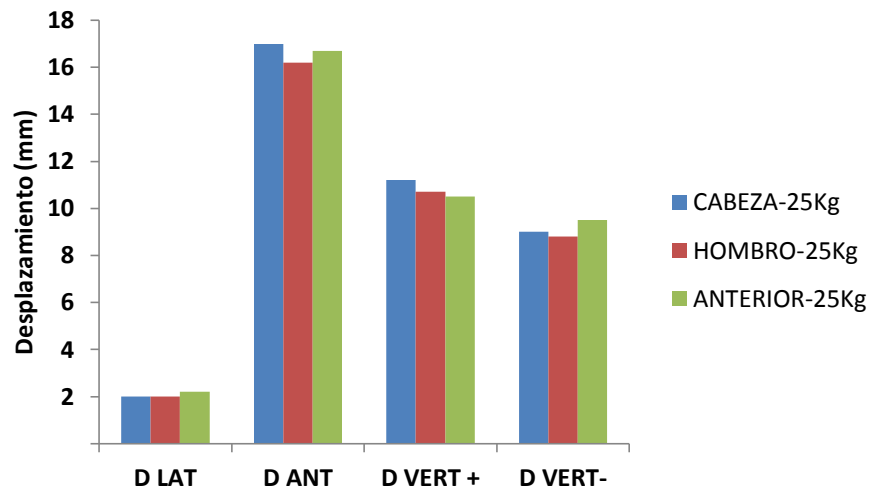


Figura 34. Desplazamientos máximos del segmento L4-L5-S1  
 \*DLAT: Desplazamiento lateral DANT: Desplazamiento anterior  
 DVERT+: desplazamiento vertical positivo DVERT- : Desplazamiento vertical negativo

La mayor presión intradiscal se generó cuando el bulto de 25 Kg fue transportado en la parte anterior del tronco, siendo un 29% mayor que cuando fue cargado en la cabeza. En todos los casos de carga se observó una presión mayor en el disco L5-S1 que en el disco L4-L5 (Figura 35).

Las diferencias encontradas entre los valores de presión intradiscal en los modelos con fibras con una misma orientación (ISO) y fibras con orientación variada (HOL) en promedio no superaron el 2.3% para el disco L4-L5 y 2.5% para el disco L5-S1 (Figura 35).

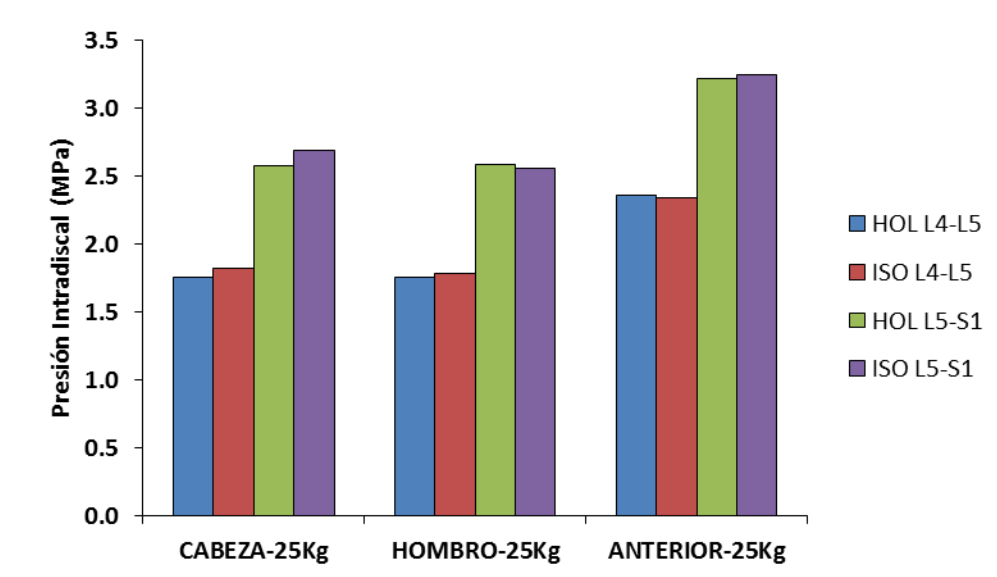


Figura 35. Variación en la Presión intradiscal con relación a los casos de carga y la orientación de las fibras del anillo fibroso en los DIV L4-L5 y L5-S1

En todos los casos de carga, los máximos abultamientos se ubicaron hacia la parte anterior del disco con diferencias aproximadas del 4% entre el DIV L4-L5 y L5-S1, siendo mayores en este último (Figura 36). Hacia la parte posterior del anillo se presentaron abultamientos de mayor tamaño en el disco L4-L5 cuando se transporta el bulto en el tronco anterior.

Comparando lado derecho e izquierdo del anillo, en todas las condiciones de carga los abultamientos fueron mayores hacia su lado derecho con diferencias aproximadas al 50% entre el disco L4-L5 y L5-S1 (Figura 36). Al cotejar los modelos ISO y HOL solo se encontraron pequeñas diferencias que no sobrepasaron los 0.2 mm (Figura 36).

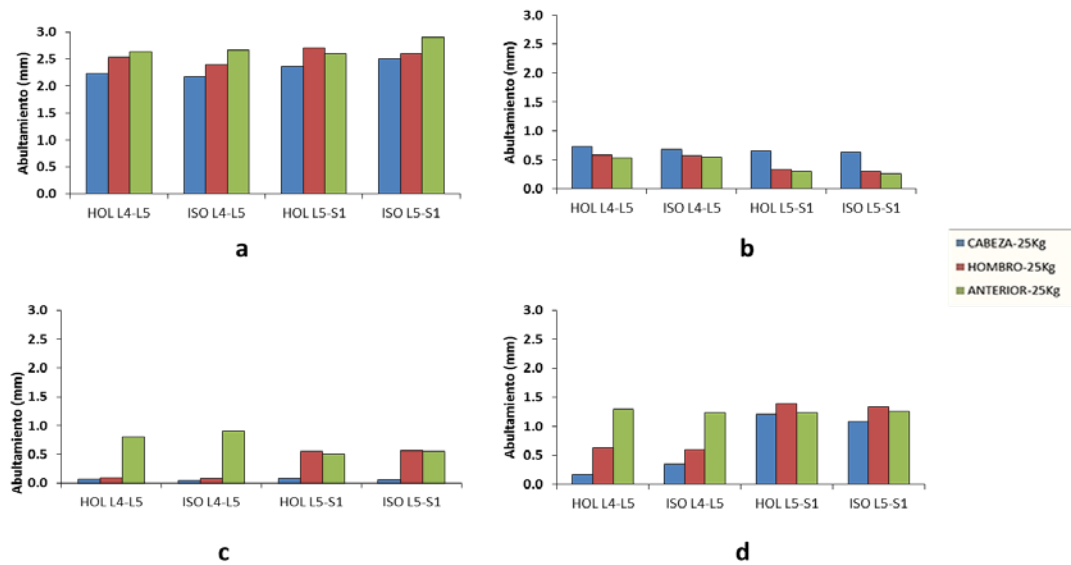


Figura 36. Abultamientos en el anillo fibroso, con relación a los casos de carga y orientación de las fibras. a: anterior b: posterior c: lateral izquierdo d: lateral derecho

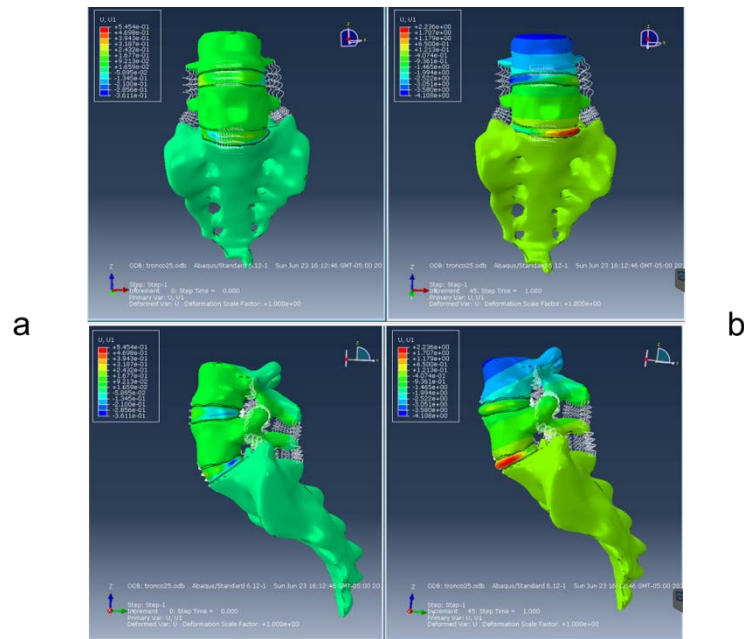


Figura 37. Ubicación de los abultamientos en vista frontal y sagital de los discos L4-L5 y L5-S1 donde a es el modelo antes de la aplicación de la carga de 25 kg en tronco anterior y b, después

Se observó una relación lineal entre los esfuerzos Sf1 y Sf2 en las fibras y la fuerza compresiva aplicada (Tabla 12). De igual manera se aprecia en todos los casos de carga un mayor esfuerzo en las fibras del disco L5-S1 que en las del disco L4-L5, así como mayores esfuerzos para el disco L5-S1 en los modelos ISO que en los modelo HOL.

En todos los casos de carga los esfuerzos máximos en dirección circunferencial (S11) y radial (S22) fueron mayores para los modelos HOL que para los modelos ISO, al igual que los esfuerzos cortantes en dirección 12 y 13.

Se presentaron mayores concentraciones de esfuerzos en dirección radial con diferencias en su ubicación entre los modelos ISO y HOL, muchos de ellos presentándose de manera localizada.

Tabla 12. Esfuerzos en el disco intervertebral L4-L5 y L5-S1 generados con los modelos ISO y HOL

		Sf1	sf2	S11	S22	S33	S12	S13	S23	SMAX
CABEZA- 25Kg	HOL L4-L5	<u>18.8</u>	15.2	9.1	1.1	<u>4.0</u>	<u>1.7</u>	<u>7.3</u>	4.1	<u>11.7</u>
	ISO L4-L5	<u>19.0</u>	<u>17.1</u>	<u>3.5</u>	2.0	5.5	1.7	<u>5.8</u>	6.5	10.3
	HOL L5-S1	25.6	<u>25.6</u>	<u>12.8</u>	<u>4.3</u>	10.4	9.4	10.7	<u>9.0</u>	18.1
	ISO L5-S1	<u>43.4</u>	<u>46.5</u>	<u>6.7</u>	<u>6.4</u>	<u>11.8</u>	6.7	8.2	<u>11.8</u>	<u>21.3</u>
HOMBRO- 25Kg	HOL L4-L5	18.9	16.7	<u>8.8</u>	1.3	4.6	1.9	8.1	4.0	<u>11.8</u>
	ISO L4-L5	16.2	17.9	<u>3.2</u>	1.8	5.1	1.5	5.2	6.6	<u>9.3</u>
	HOL L5-S1	26.3	<u>26.9</u>	<u>13.1</u>	<u>5.6</u>	11.8	9.7	11.3	<u>10.7</u>	21.0
	ISO L5-S1	40.8	<u>45.1</u>	<u>5.7</u>	<u>5.7</u>	11.9	6.2	7.0	<u>10.0</u>	19.9
ANTERIOR- 25Kg	HOL L4-L5	32.4	17.2	<u>15.0</u>	1.1	2.3	3.0	8.0	6.5	<u>19.8</u>
	ISO L4-L5	32.4	25.9	<u>4.3</u>	1.2	5.6	3.0	6.0	9.7	14.1
	HOL L5-S1	40.0	40.5	<u>18.5</u>	2.6	8.9	15.2	14.2	14.8	28.3
	ISO L5-S1	59.6	64.0	3.5	6.8	17.0	9.9	10.1	18.2	<u>29.9</u>

\*Sf1 y Sf2: esfuerzos en las dos familias de fibras y S11, S22, S33, S12, S13 y S23: componentes del tensor esfuerzo de Cauchy. Los valores subrayados indican que las concentraciones de esfuerzos son localizados. Los sombreados en azul indican diferencias en ubicación del esfuerzo



Tabla 13. Esfuerzos totales máximos y su localización en el anillo fibroso

		<b>SMAX</b>	<b>UBICACIÓN</b>
<b>CABEZA-25Kg</b>	HOL L4-L5	11.7	Anterior
	ISO L4-L5	10.3	Posterior
	HOL L5-S1	18.1	Anterior derecho
	ISO L5-S1	21.3	Anterior derecho
<b>HOMBRO-25Kg</b>	HOL L4-L5	11.8	Anterior
	ISO L4-L5	9.3	Posterior derecho
	HOL L5-S1	21.0	Posterior izquierdo
	ISO L5-S1	19.9	Anterior derecho
<b>ANTERIOR-25Kg</b>	HOL L4-L5	19.8	Anterior
	ISO L4-L5	14.1	Posterior derecho
	HOL L5-S1	28.3	Anterior derecho
	ISO L5-S1	29.9	Anterior derecho

## DISCUSIÓN

Si bien la carga compresiva cuando el bulto se lleva en el tronco anterior fue en promedio un 49% mayor que en los casos de transportes de bultos en cabeza y hombro, la influencia de las fuerzas cortantes determinó que los desplazamientos de los segmentos L4-L5-S1 fueran muy similares para todos los casos de carga.

La presión intradiscal está determinada por factores como la postura adoptada, las características antropométricas de los sujetos evaluados, la edad o la fuerza aplicada (70, 159). Sin embargo, dado que la valoración de la presión intradiscal es un procedimiento invasivo son pocos los estudios que brindan valores de referencia para actividades específicas como el transporte de bultos. Al respecto, Wilke (160, 161) midió la presión intradiscal en un individuo al transportar cajas de 19.8 kg en una y dos manos, reportando valores promedio de 1 y 0.9 MPa respectivamente. Asumiendo que el transporte en una mano puede ser asimilado mecánicamente al transporte en hombro y el de dos manos al transporte en la cabeza, los valores de 1.74 y 1.76 MPa determinados en el presente estudio para

el transporte de un bulto de 25 Kg en cabeza y hombro respectivamente, parecen bastante razonables teniendo en cuenta la diferencia en la magnitud de la carga y en las características antropométricas de los sujetos colombianos participantes en este estudio.

Con respecto al transporte en el tronco anterior, en el presente estudio se determinó una presión promedio de 2.4 MPa, que fue mayor a la registrada para el transporte en hombro y cabeza y a la reportada por Wilke (160) de 1.1 MPa, cuando un individuo sostiene una caja de 19.8 Kg pegada al tronco. Sin embargo, es importante tomar en cuenta que cuando solo se sostiene un objeto no se generan los efectos inerciales asociados a la velocidad de la marcha, los cuales aumentan de manera considerable las fuerzas compresivas, tal como se evidenció en el capítulo anterior de este documento. El transporte de bultos de 25 kg en tronco anterior superó de 5 a 6 veces el valor de presión promedio de 0.5 MPa para un sujeto de pie sin carga (69, 157).

Contrario a lo observado en el modelo de elementos finitos, donde se encontró una diferencia de aproximadamente 0.8 MPa entre la presión de los discos L4-L5 y L5-S1 (Figura 31), Roca y col (162) en un estudio *in vitro* refieren que existe muy poca variación de la presión intradiscal en los distintos segmentos vertebrales. El autor reportó diferencias de solo 0.9 a 1.1 KPa cuando se aplicó una carga de 500 N en la vértebra L3. Estas diferencias pueden explicarse por el hecho de que la carga aplicada fue casi 5 veces mayor que la del modelo actual, así como también por la presencia de fuerzas cortantes durante el transporte de cargas que como se mencionó previamente, afectan de manera importante la cinemática de los segmentos vertebrales.

De otro lado, la presión intradiscal no se vio sustancialmente modificada con los cambios en la orientación de las fibras, ya que se encontraron diferencias en todos los casos de carga menores al 2% para el disco L4-L5 y 1% para L5-S1, lo que

implica que el anillo ofreció al núcleo pulposo una contención similar en el modelo HOL y en el modelo ISO.

Con referencia a los abultamientos, no se han encontrado estudios *in vivo*, *in vitro* o *in sílico* que permitieran comparar los resultados obtenidos de abultamiento o esfuerzos en el anillo fibroso durante el transporte de cargas. Los abultamientos medidos en el modelo de elementos finitos fueron mayores para el transporte en tronco anterior y no presentaron grandes diferencias entre los modelos ISO y HOL.

Cuando se aplican cargas unidireccionales los esfuerzos máximos de tracción se producen en las fibras contralateralmente opuestas a la zona de mayor compresión y abultamiento (51). Sin embargo en cargas complejas donde se suman dos o más movimientos en el segmento vertebral, la ubicación de estos esfuerzos puede variar sin que haya dependencia directa de la zona de abultamiento (133), tal como sucedió en el presente modelo de simulación (Figura 33, Tabla 13).

Noailly y col (22) reportan ante fuerzas compresivas y rotaciones axiales diferencias en la magnitud y localización del esfuerzo entre modelos con diferentes orientaciones de fibras. Es así como para el modelo con fibras anisotrópicas equivalente al modelo HOL de este estudio, Noailly refiere mayores esfuerzos que en el modelo de fibras con orientación única a 40°. Aunque Noailly no realiza simulación con fuerzas complejas como las que se generan durante el transporte de bultos, en las simulaciones de este estudio también se observaron para casi todos los casos diferencias en los valores y ubicación de los esfuerzos totales máximos y en los esfuerzos medidos en cada dirección. Estos valores fueron mayores para los modelos HOL.

Los esfuerzos en la dirección radial (S11) no variaron con relación a la localización pero si en su valor. Desde la perspectiva clínica, las altas concentraciones de esfuerzos pueden ser causa de degeneración discal por rupturas en el anillo fibroso del DIV, siendo especialmente relevantes para ello las separaciones y el

daño entre las lamellas, las cuales ocurren generalmente por efecto de esfuerzos radiales (163-165). Como consecuencia de la separación entre las capas de fibras, otras estructuras como las carillas articulares deben asumir la resistencia a esfuerzos torsionales contribuyendo a una degeneración más temprana de la columna vertebral (164). La presencia de mayores esfuerzos en dirección radial para el HOL puede suponer una mayor susceptibilidad para la aparición de lesiones intralamelares.

El esfuerzo de falla longitudinal en las fibras fue determinado por Skaggs y col (145) en 10.3 MPa. Los esfuerzos localizados en fibras tanto en el modelo HOL como en el ISO superaron estos valores, pero fue el modelo ISO el que presentó mayores esfuerzos lo que de acuerdo con Skaggs supondría una mayor posibilidad de rupturas de fibras. Según Iatridis y col (73) cuando una sola fibra del anillo falla, el esfuerzo debe ser compartido por las fibras adyacentes. Esto sucede cuando las concentraciones de esfuerzos son localizadas en regiones pequeñas, de cerca de 5 micras. Si el esfuerzo aumenta o deja de ser localizado en una pequeña región, puede ocurrir la ruptura de toda la capa e iniciarse un proceso de degeneración discal.

Si se asume que las diferencias encontradas en la orientación de las fibras pueden ser atribuidas a variaciones morfológicas entre individuos, a las adaptaciones relacionadas con el historial de cargas soportadas o al nivel del DIV en la columna vertebral (166), los resultados obtenidos en este estudio pueden contribuir a entender por qué ante un mismo factor de riesgo, algunas personas desarrollan patologías discales y otras no. Específicamente, la orientación en las fibras que aquí se muestra como un factor importante de riesgo debe ser motivo de un mayor número de estudios histológicos y morfológicos que contribuya a validar esta hipótesis.

Para Adams (167) los cambios en las presiones internas y los esfuerzos en el disco intervertebral son importantes por dos razones: primero, las altas

concentraciones y gradientes de esfuerzos tienen mayor potencial de generar daño en la arquitectura del tejido o aumentar un daño previamente existente y en segundo lugar, porque los cambios en las presiones hidrostáticas y en la concentración de esfuerzos pueden alterar el metabolismo celular. Así, en respuesta a presiones hidrostáticas moderadas se aumenta la síntesis de MEC, mientras que cuando existe un importante aumento o disminución de esfuerzos la síntesis de matriz decrece produciendo un aumento en la producción de proteasas que dan lugar en el tiempo a procesos degenerativos del DIV.

Una de las limitantes del modelo actual de elementos finitos es que el DIV fue modelado como un material hiperelástico, que si bien es mecánicamente equivalente al modelo poroelástico para el análisis de cargas aplicadas en cortos tiempos como las producidas durante el transporte de un bulto, no lo es cuando se quieren considerar los efectos de la compresión en tiempos prolongados como durante toda una jornada laboral, o el efecto acumulativo durante muchos años de exposición (168). De igual manera, dado que el modelo solo incluye la zona lumbar baja, es conveniente ampliarlo a toda la columna para analizar las diferencias en el comportamiento de los demás discos intervertebrales y los efectos que otras condiciones como el aumento o disminución de las lordosis puedan tener sobre la distribución de esfuerzos.

### **7.2.3. Conclusiones**

El modelo de elementos finitos permitió evidenciar el comportamiento mecánico de los discos intervertebrales L4-L5 y L5-S1 cuando se transporta un bulto en la cabeza, el hombro y el tronco anterior. Los análisis mostraron que existe un mayor riesgo de lesión para la columna lumbar cuando la carga es llevada en el tronco anterior.

A pesar de que el riesgo puede ser considerado como bajo, al no sobrepasar la carga los 3400 N determinados por la NIOSH como límite funcional de seguridad, las concentraciones de esfuerzos en dirección radial y los elevados valores de

presión intradiscal son factores de riesgo que deben a futuro analizarse especialmente cuando la actividad es desarrollada por tiempo prolongado.

En el modelo HOL se presentaron mayores esfuerzos en dirección radial y circunferencial en el anillo fibroso al igual que esfuerzos cortantes, lo que podría indicar una mayor susceptibilidad para el desarrollo de procesos de deslaminación del anillo. Por el contrario el modelo ISO parece ser el de mayor riesgo para la ruptura de fibras.

Las diferencias encontradas en los valores y ubicación de los esfuerzos máximos permitieron determinar la importancia de la orientación de las fibras del anillo fibroso en el comportamiento mecánico del DIV, que podrían marcar diferencias entre individuos ante la exposición a un mismo factor de riesgo.

Los resultados obtenidos corroboran la importancia de incluir la orientación de las fibras como un elemento de análisis en los modelos de elementos finitos.

## 8. CONCLUSIONES GENERALES

El análisis por elementos finitos constituye una valiosa herramienta para evidenciar el comportamiento biomecánico de estructuras biológicas como la columna vertebral. Sin embargo, el proceso de elaboración de un modelo realista como el diseñado en el presente estudio fue altamente complejo ya que demandó un tiempo importante, el uso de varios programas computacionales y de robustos equipos de cómputo.

Para garantizar que el modelo presentara un comportamiento lo más fisiológico posible fue necesario realizar minuciosos procesos de validación y calibración utilizando los resultados del procedimiento experimental desarrollado por Heuer y col (97) para la unidad L4-L5 y por Panjabi y Guan (123, 124) para el segmento L5-S1 desarrollados a partir de mediciones *in vitro*. De igual manera, se utilizó como variable de calibración la presión intradiscal. En todos los casos, el modelo desarrollado presentó un comportamiento biomecánico dentro de los parámetros reportados por la literatura.

Para el modelamiento del disco intervertebral se empleó un modelo de tipo hiperelástico que es ampliamente utilizado en investigación a nivel mundial. Se consideró además que la permeabilidad del disco es baja durante cargas de corta duración, por lo que su comportamiento es mecánicamente equivalente al modelo poroelástico, cuyo uso demanda un alto recurso computacional con el que no se contaba para el presente estudio.

Para el análisis de la influencia de las variaciones estructurales ante cargas fisiológicas se realizó un modelo del DIV aislado que facilitó la modificación geométrica del núcleo y el anillo fibroso. Con respecto a la forma, los NRi presentaron un comportamiento semejante al reportado para discos

intervertebrales sanos. Por el contrario, los NR presentaron un comportamiento más parecido a los discos con procesos degenerativos. Este hallazgo es de gran importancia para futuros modelos de discos intervertebrales, dado que hasta la fecha, la forma del núcleo no ha sido considerada crítica en un análisis por elementos finitos.

Tanto para las cargas fisiológicas como para las generadas durante el transporte de bultos, las variaciones en la orientación de las fibras del anillo no influyeron en la presión intradiscal, pero sí en la magnitud y localización de los abultamientos y los esfuerzos máximos. Para el caso del transporte de bultos, el modelo HOL presentó esfuerzos mayores en sentido radial y circunferencial, mientras que los esfuerzos en fibras fueron mayores para el modelo ISO.

Con respecto a la variación en el número de lamellas, las simulaciones realizadas con el modelo de disco demostraron su influencia sobre la contención del núcleo pulposo evidenciado en diferencias de la presión intradiscal y en los esfuerzos del anillo fibroso.

Para el caso del transporte de bultos se determinaron las fuerzas compresivas y cortantes para el nivel L4-L5 durante el transporte de bultos en el hombro, encima de la cabeza y en el tronco anterior empleando métodos estáticos y dinámicos, siendo estos últimos los que mostraron resultados más acordes con lo reportado en la literatura.

Al comparar los diferentes tipos de transporte de bultos, las mayores fuerzas compresivas de 2338 N se presentaron durante el transporte en tronco anterior, que pueden ser consideradas de bajo riesgo al estar por debajo del límite máximo funcional de 3400 N establecido por la NIOSH. Sin embargo, en el modelo de elementos finitos, especialmente para el transporte de bultos en el tronco anterior, se determinaron importantes aumentos de la presión intradiscal y concentraciones de esfuerzos en dirección radial localizados en las fibras, que son considerados factores de riesgo para degeneración discal.



El desarrollo de este estudio constituye un importante avance a la investigación biomecánica del país, a la vez que genera importante información para el desarrollo de modelos similares a nivel mundial. El mayor aporte consistió en el análisis de variables que no habían sido consideradas previamente, tales como la forma del núcleo pulposo y el número de lamellas en el anillo fibroso.

De igual forma, la aplicación de modelos de elementos finitos para el análisis del comportamiento del DIV en una actividad laboral es un tema poco documentado. En particular, el análisis de elementos finitos orientado al transporte de cargas es un aporte significativo que no tiene antecedentes en nuestro país. El modelo creado puede ser utilizado además para analizar otro tipo de actividades laborales o deportivas, cuya experimentación *in vivo* es prácticamente imposible aún con la tecnología actual.

## **9. RECOMENDACIONES**

Para el desarrollo de modelos de elementos finitos y su posterior validación es necesario contar con información detallada de las características morfo histológicas y mecánicas de la estructuras a analizar. Sin embargo, dado que estas características pueden variar de un individuo a otro, en virtud de condiciones como su raza, edad o sexo, es necesario realizar un mayor número de experimentos que complementen la información existente y que especialmente se enfoquen en sujetos latinoamericanos sobre los que existe escasa o ninguna experimentación.

Dada la dificultad para realizar modelos realistas, es importante realizar estudios que ayuden a determinar cuáles son las variables que más afectan el comportamiento mecánico de la columna vertebral. Esto facilitaría la realización de modelos simplificados e individualizados, lo que constituye uno de los retos investigativos a nivel mundial.

Aunque el modelo hiperelástico del DIV suplió las necesidades de esta investigación, es importante a futuro contar con la infraestructura computacional para el desarrollo de modelos poroelásticos que permitan evidenciar el efecto acumulativo de las cargas consideradas.

Para un buen desarrollo e interpretación de los datos obtenidos es vital la conformación de equipos interdisciplinarios que permitan tener una visión y abordaje integral del problema investigativo.

## 10. REFERENCIAS

1. Hoy D, March L, Brooks P, Woolf A, Blyth F, Vos T, et al. Measuring the global burden of low back pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*. 24(2):155-65.
2. Gómez Naranjo J. Papel del disco intervertebral en la etiología de la lumbalgia. *Revista Cubana de Ortopedia y Traumatología*. 1997;11(1-2):67-71.
3. Robaina F. Aspectos neuroquirúrgicos del tratamiento del dolor crónico en el tercer milenio. *Las Unidades Multidisciplinarias del Dolor. Rev Soc Esp Dolor*. 2003;10:481-507.
4. Urban J, Roberts S. Degeneration of the intervertebral disc. *Arthritis Research and Therapy*. 2003;5(3):120-38.
5. Castro J, Sánchez L. El problema del dolor lumbar. *Medicina del dolor*. 2005;160.
6. Tveito T, Hysing M, Eriksen H. Low back pain interventions at the workplace: a systematic literature review. *Occupational medicine*. 2004;54(1):3.
7. SOCIAL MDP. Guía técnica de sistema de vigilancia epidemiológica en prevención de desórdenes musculoesqueléticos en trabajadores en Colombia 2005.
8. Leijon O, Lindberg P, Josephson M, Wiktorin C. Different working and living conditions and their associations with persistent neck/shoulder and/or low back disorders. *Occupational and environmental medicine*. 2007;64(2):115.
9. Hildebrandt J, Ursin H, Mannion AF, Airaksinen O, Chapters RPFJ, Brox JJ, et al. European guidelines for the management of chronic non-specific low back pain. *European Co-operation in the field of Scientific and Technical Research (COST)*.
10. Marras WS, Cutlip RG, Burt SE, Waters TR. National occupational research agenda (NORA) future directions in occupational musculoskeletal disorder health research. *Applied Ergonomics*. 2009;40(1):15-22.
11. Potvin JR. Occupational spine biomechanics: A journey to the spinal frontier. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2008;18(6):891-9.
12. Wai EK, Roffey DM, Bishop P, Kwon BK, Dagenais S. Causal assessment of occupational bending or twisting and low back pain: results of a systematic review. *The Spine Journal*. 2010;10(1):76-88.
13. Waddell G BAK. Occupational health guidelines for the management of low back pain at work: evidence review. *Occup Med*. 2001;51(2):124-35.
14. Fagan MJ, Julian S, Mohsen AM. Finite element analysis in spine research. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers -- Part H -- Journal of Engineering in Medicine*. 2002;216(5):281-98.
15. Erdemir A, Guess TM, Halloran J, Tadepalli SC, Morrison TM. Considerations for reporting finite element analysis studies in biomechanics. *Journal of Biomechanics*. 2012;45(4):625-33.
16. Natarajan RN, Williams JR, Andersson GBJ. Recent advances in analytical modeling of lumbar disc degeneration. *Spine*. 2004;29(23):2733.
17. Schroeder Y, Huyghe J, van Donkelaar C, Ito K. A biochemical/biophysical 3D FE intervertebral disc model. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. 2010;1-10.

18. Schmidt H, Shirazi-Adl A, Galbusera F, Wilke H-J. Response analysis of the lumbar spine during regular daily activities--A finite element analysis. *Journal of biomechanics*. 2010;43(10):1849-56.
19. Li H, Wang Z. Intervertebral disc biomechanical analysis using the finite element modeling based on medical images. *Computerized Medical Imaging and Graphics*. 2006/10//;30(6-7):363-70.
20. Little JP, Adam CJ, Evans JH, Pettet GJ, Pearcy MJ. Nonlinear finite element analysis of annular lesions in the L4/5 intervertebral disc. *Journal of Biomechanics*. 2007;40(12):2744-51.
21. Boleaga-Durán B, Fiesco-Gómez L. Enfermedad degenerativa de la columna lumbosacra. Correlación clínica y por resonancia magnética. *Cirugía y Cirujanos*. 2006;74(2):101-5.
22. Noailly J, Planell JA, Lacroix D. On the collagen criss-cross angles in the annuli fibrosi of lumbar spine finite element models. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. 2011;10(2):203-19.
23. IEA. Definition of Ergonomics. 2000 [cited 2013 1 agosto]; Available from: [http://www.iea.cc/01\\_what/What%20is%20Ergonomics.html](http://www.iea.cc/01_what/What%20is%20Ergonomics.html).
24. Chaffin DB, Andersson G, Martin BJ. *Occupational biomechanics*: Wiley New York;; 1991.
25. Keyserling WM. Workplace risk factors and occupational musculoskeletal disorders, Part 2: A review of biomechanical and psychophysical research on risk factors associated with upper extremity disorders. *AIHAJ-American Industrial Hygiene Association*. 2000;61(2):231-43.
26. Tafur F. Informe de enfermedad profesional en Colombia, 2003-2005. Ministerio de la Protección Social Dirección de Riesgos Profesionales. 2007.
27. Heymans PMWvT. Back Schools for nonspecific low back pain. *Spine*. 2005;30(19):2153-63.
28. Katz JN. Lumbar disc disorders and low-back pain: socioeconomic factors and consequences. *The Journal of Bone and Joint Surgery*. 2006;88(Supplement 2):21.
29. Natarajan RN, Lavender SA, An HA, Andersson GBJ. Biomechanical response of a lumbar intervertebral disc to manual lifting activities: A poroelastic finite element model study. *Spine*. 2008;33(18):1958.
30. Merryweather AS, Loertscher MC, Boswick DS. A revised back compressive force estimation model for ergonomic evaluation of lifting tasks. *Work: A Journal of Prevention, Assessment and Rehabilitation*. 2009;34(3):263-72.
31. Skotte J, Essendrop M, Hansen AF, Schibye B. A dynamic 3D biomechanical evaluation of the load on the low back during different patient-handling tasks. *Journal of Biomechanics*. 2002;35(10):1357-66.
32. Leon L. Factores ergonómicos en lumbalgias ocupacionales: Un estudio de caso y controles: Udg; 2003.
33. Arif H, Kosnan MSE, Jusoff K, Sapto W, Anand TJS, Taufik S, et al. Finite Element Analysis of Conceptual Lumbar Spine for Different Lifting Position. 2013.
34. Harih G, Dolšák B. Recommendations for tool-handle material choice based on finite element analysis. *Applied Ergonomics*. 2013.
35. Henderson J, Thoreson A, Yoshii Y, Zhao KD, Amadio PC, An K-N. Finite element model of subsynovial connective tissue deformation due to tendon excursion in the human carpal tunnel. *Journal of Biomechanics*. 2011;44(1):150-5.
36. Abouelkhair F, Duprey S. Assessing shoulder posture ergonomics thanks to a finite element analysis. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2012;15(sup1):348-9.
37. Benzel EC, Kayanja M, Fleischman A, Roy S. Spine biomechanics: fundamentals and future. *Clinical Neurosurgery*. 2006;53:98.

38. Valcárcel García A. Fundamentos anatómicos de la columna vertebral en imágenes diagnósticas: Universidad Nacional de Colombia; 2012.
39. Viladot A V. Lecciones básicas del aparato locomotor. Springer, editor 2001.
40. Moore K, Dalley A. Anatomía con orientación clínica. Panamericana EM, editor. México 2007.
41. Strauss J. vertebral column, Lumbar. In: Figure, editor. Philadelphia.
42. Moulton A. Procesos articulares. In: Figure, editor. NY 2013.
43. Adams M, Dolan P. Spine biomechanics. Journal of biomechanics. 2005;38(10):1972-83.
44. Netter FH, Colacino S. Atlas de anatomía humana: Masson; 2003.
45. Rohen JW, Yokochi C. Atlas de anatomía humana: Estudio fotográfico del cuerpo humano: Elsevier Espana (ES); 2007.
46. Wilkins LW. Ligamentos de la columna vertebral. In: Figure, editor. 2010.
47. Miralles R. Biomecánica de la columna. Revista Sociedad Española del dolor. 2001;8:2-8.
48. Krivoy A, Krivoy J, Krivoy M, Krajewsky A. Columna lumbar inestable degenerativa. Clínica y radiología. Generalidades. Gac Med Caracas. 1998;106(3):306-9.
49. Patwardhan AG, Havey RM, Meade KP, Lee B, Dunlap B. A follower load increases the load-carrying capacity of the lumbar spine in compression. Spine. 1999;24(10):1003.
50. Sevrain ea. Schematic of the follower load showing the load path "following" the lordotic curvature of the lumbar spine. In: 7:2 S, editor. 2012.
51. White AA, Panjabi MM. Clinical biomechanics of the spine. 2nd ed. Philadelphia: Lippincott; 1990.
52. Mow VC, Hayes WC. basic Orthopaedic Biomechanics. New York: Raven Press; 1991.
53. Roberts S, Menage J, Urban J. Biochemical and structural properties of the cartilage end-plate and its relation to the intervertebral disc. Spine. 1989;14(2):166.
54. Roberts S, Evans H, Trivedi J, Menage J. Histology and pathology of the human intervertebral disc. The Journal of Bone & Joint Surgery. 2006;88(suppl\_2):10-4.
55. Neumann. 2010.
56. Ogurkowska M. Three-dimensional nonlinear finite element model of the human lumbar spine segment. Acta of Bioengineering and Biomechanics. 2005;7(2).
57. Krämer J. Intervertebral disk diseases: causes, diagnosis, treatment and prophylaxis: Thieme; 2008.
58. Bogduk N. Clinical anatomy of the lumbar spine and sacrum: Churchill Livingstone; 2005.
59. Schröder Y. Putting pressure on the spine. An osmoviscoelastic FE model of the intervertebral disc: Eindhoven University; 2007.
60. Rannou F, Mayoux-Benhamou MA, Poiraudau S, Revel M. Disque intervertébral et structures voisines de la colonne lombaire : anatomie, biologie, physiologie et biomécanique. EMC - Rhumatologie-Orthopédie. 2004;1(6):487-507.
61. Johnson E, Chetty K, Moore I, Stewart A, Jones W. The distribution and arrangement of elastic fibres in the intervertebral disc of the adult human. Journal of Anatomy. 1982;135(Pt 2):301.
62. Smith LJ, Fazzalari NL. Regional variations in the density and arrangement of elastic fibres in the anulus fibrosus of the human lumbar disc. Journal of Anatomy. 2006;209(3):359-67.
63. Annual Conference of the British Association of Sport and Exercise Sciences - Liverpool, 7th-9th September 2004 - Abstracts. Journal of Sports Sciences. [Article]. 2005 Feb;23(2):93-223.
64. Shankar H, Scarlett JA, Abram SE. Anatomy and pathophysiology of intervertebral disc disease. Techniques in Regional Anesthesia and Pain Management. 2009;13(2):67-75.

65. Hutton WC, Ganey TM, Elmer WA, Kozłowska E, Ugbo JL, Doh E-S, et al. Does long-term compressive loading on the intervertebral disc cause degeneration? *Spine*. 2000;25(23):2993-3004.
66. McNally D, Adams M. Internal intervertebral disc mechanics as revealed by stress profilometry. *Spine*. 1992;17(1):66-73.
67. Roberts S, Urban JP, Evans H, Eisenstein SM. Transport properties of the human cartilage endplate in relation to its composition and calcification. *Spine*. 1996;21(4):415.
68. Schultz DS, Rodriguez AG, Hansma PK, Lotz JC. Mechanical profiling of intervertebral discs. *Journal of Biomechanics*. 2009;42(8):1154-7.
69. Nachemson AL. The lumbar spine an orthopaedic challenge. *Spine*. 1976;1(1):59-71.
70. Claus A, Hides J, Moseley GL, Hodges P. Sitting versus standing: Does the intradiscal pressure cause. 2008.
71. Malandrino A, Noailly J, Lacroix D. Regional annulus fibre orientations used as a tool for the calibration of lumbar intervertebral disc finite element models. 2012.
72. Vernon-Roberts B, Pirie C. Degenerative changes in the intervertebral discs of the lumbar spine and their sequelae. *Rheumatology*. 1977;16(1):13-21.
73. Iatridis JC, ap Gwynn I. Mechanisms for mechanical damage in the intervertebral disc annulus fibrosus. *Journal of Biomechanics*. 2004;37(8):1165-75.
74. Churchill L. Tipos comunes de desgarros del anillo. 2002.
75. Raj PP. Intervertebral Disc: Anatomy-Physiology-Pathophysiology-Treatment. *Pain Practice*. 2008;8(1):18-44.
76. Marchand F, Ahmed AM. Investigation of the Laminate Structure of Lumbar Disc Anulus Fibrosus. *Spine*. 1990;15(5):402-10.
77. Galante JO. Tensile properties of the human lumbar annulus fibrosus. 1967.
78. Cassidy J, Hiltner A, Baer E. Hierarchical structure of the intervertebral disc. *Connective tissue research*. 1989;23(1):75-88.
79. Eberlein R, Holzapfel GA, Schulze-Bauer C. An anisotropic model for annulus tissue and enhanced finite element analyses of intact lumbar disc bodies. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2001;4(3):209-29.
80. Holzapfel GA, Schulze-Bauer C, Feigl G, Regitnig P. Single lamellar mechanics of the human lumbar anulus fibrosus. *Biomechanics and Modeling in Mechanobiology*. 2005;3(3):125-40.
81. Grace D, O'Connell B, Edward J. Comparison of animals used in disc research to human lumbar disc geometry. *Spine*. 2007;32(3):328-33.
82. Krapiva PI. Disc replacement method and apparatus. Google Patents; 1997.
83. Strange DGT, Fisher ST, Boughton PC, Kishen TJ, Diwan AD. Restoration of compressive loading properties of lumbar discs with a nucleus implant--a finite element analysis study. *The Spine Journal*. 2010;10(7):602-9.
84. Meijer GJM, Homminga J, Hekman EEG, Veldhuizen AG, Verkerke GJ. The effect of three-dimensional geometrical changes during adolescent growth on the biomechanics of a spinal motion segment. *Journal of Biomechanics*. 2010;43(8):1590-7.
85. Schroeder Y, Wilson W, Huyghe J, Baaijens F. Osmoviscoelastic finite element model of the intervertebral disc. *European Spine Journal*. 2006;15:361-71.
86. Ebraheim NA, Hassan A, Lee M, Xu R. Functional anatomy of the lumbar spine. *Seminars in Pain Medicine*. 2004;2(3):131-7.
87. Noailly J. Model developments for in silico studies of the lumbar spine biomechanics. Barcelona, Spain: Universitat Politècnica de Catalunya

2009.

88. Perez D. Actualización sobre lumbalgias mecánicas. *Revista cubana de Medicina Física y Rehabilitación* 2011;3(2).
89. Dolan P, Adams M. Recent advances in lumbar spinal mechanics and their significance for modelling. *Clinical Biomechanics*. 2001;16:8-16.
90. Adams M. Biomechanics of back pain. *Acupuncture in Medicine*. 2004;22(4):178.
91. Smith LJ, Nerurkar NL, Choi K-S, Harfe BD, Elliott DM. Degeneration and regeneration of the intervertebral disc: lessons from development. *Disease models & mechanisms*. 2011;4(1):31-41.
92. Ezquerro Juanco F, Simon Mata A, Mellado Arjona E. Modelo de elementos finitos de la columna lumbar. 1999.
93. Carnicero A. Introducción al Método de los Elementos Finitos. Universidad Politécnica de Cataluña. 2000.
94. Valero F. Aportaciones al estudio de las máquinas eléctricas de flujo axial mediante la aplicación del método de los elementos finitos. 2004.
95. Heuer F, Schmidt H, Klezl Z, Claes L, Wilke HJ. Stepwise reduction of functional spinal structures increase range of motion and change lordosis angle. *Journal of Biomechanics*. 2007;40(2):271-80.
96. Schmidt H, Heuer F, Drumm J, Klezl Z, Claes L, Wilke H. Application of a calibration method provides more realistic results for a finite element model of a lumbar spinal segment. *Clinical Biomechanics*. 2007;22(4):377-84.
97. Heuer F, Schmidt H, Claes L, Wilke H-J. Stepwise reduction of functional spinal structures increase vertebral translation and intradiscal pressure. *Journal of Biomechanics*. 2007;40(4):795-803.
98. Belytschko T, Kulak RF, Schultz AB, Galante JO. Finite element stress analysis of an intervertebral disc. *Journal of Biomechanics*. 1974;7(3):277-85.
99. Massey CJ. Finite element analysis and materials characterization of changes due to aging and degeneration of the human intervertebral disc: Drexel University; 2009.
100. Wang J, Parnianpour M, Shirazi-Adl A, Engin A. Viscoelastic finite-element analysis of a lumbar motion segment in combined compression and sagittal flexion: Effect of loading rate. *Spine*. 2000;25(3):310.
101. Argoubi M, Shirazi-Adl A. Poroelastic creep response analysis of a lumbar motion segment in compression. *Journal of Biomechanics*. 1996;29(10):1331-9.
102. García JJ, Cortés DH. Modelo bifásico- no lineal de elementos finitos para el análisis mecánico de tejidos biológicos. Parte I: Formulación teórica. *Ingeniería*. 2006;019:44-56.
103. Mak A, Lai W, Mow V. Biphasic indentation of articular cartilage—I. Theoretical analysis. *Journal of Biomechanics*. 1987;20(7):703-14.
104. Lai W, Hou J, Mow V. A triphasic theory for the swelling and deformation behaviors of articular cartilage. *Journal of biomechanical engineering*. 1991;113(3):245-58.
105. Mow V, Gibbs M, Lai W, Zhu W, Athanasiou K. Biphasic indentation of articular cartilage—II. A numerical algorithm and an experimental study. *Journal of Biomechanics*. 1989;22(8):853-61.
106. García JJ, Gómez G. La poroelasticidad y el modelamiento de tejidos biológicos.
107. Wang J, Parnianpour M, Shirazi-Adl A, Engin A, Li S, Patwardhan A. Development and validation of a viscoelastic finite element model of an L2/L3 motion segment. *Theoretical and applied fracture mechanics*. 1997;28(1):81-93.

108. Natali A. A hyperelastic and almost incompressible material model as an approach to intervertebral disc analysis. *Journal of biomedical engineering*. 1991;13(2):163-8.
109. Peng X, Wang Y, Shi S, Guo Z. Biomechanical analysis of lumbar interbody fusion with an anisotropic hyperelastic model for annulus fibrosis. *Archive of Applied Mechanics*. 2012:1-12.
110. Ibarz E, Herrera A, Más Y, Rodríguez-Vela J, Cegoñino J, Puértolas S, et al. Development and Kinematic Verification of a Finite Element Model for the Lumbar Spine: Application to Disc Degeneration. *BioMed Research International*. 2012;2013.
111. Marini G, Ferguson SJ. Nonlinear numerical analysis of the structural response of the intervertebral disc to impact loading. *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*. 2012(ahead-of-print):1-10.
112. Wagnac E, Arnoux P-J, Garo A, Aubin C-E. Finite element analysis of the influence of loading rate on a model of the full lumbar spine under dynamic loading conditions. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2012:1-13.
113. Noailly J, Wilke H, Planell J, Lacroix D. How does the geometry affect the internal biomechanics of a lumbar spine bi-segment finite element model? Consequences on the validation process. *Journal of biomechanics*. 2007;40(11):2414-25.
114. Niemeyer F, Wilke H-J, Schmidt H. Geometry strongly influences the response of numerical models of the lumbar spine—A probabilistic finite element analysis. *Journal of Biomechanics*. 2012;45(8):1414-23.
115. Estrada JC, Jesus; Restrepo Maria; Parra, Carlos. Parámetros antropométricos de la población laboral colombiana 1995 (acopla95). *Rev Fac Nac Salud Pública*. 1998;15(2).
116. De Leva P. Adjustments to Zatsiorsky-Seluyanov's segment inertia parameters. *Journal of Biomechanics*. 1996;29(9):1223-30.
117. Meijer GJ, Homminga J, Veldhuizen AG, Verkerke GJ. Influence of Interpersonal Geometrical Variation on Spinal Motion Segment Stiffness: Implications for Patient-Specific Modeling. *Spine*. 2011;36(14):E929-E35.
118. Rohlmann A, Mann A, Zander T, Bergmann G. Effect of an artificial disc on lumbar spine biomechanics: a probabilistic finite element study. *European Spine Journal*. 2009;18(1):89-97.
119. Rohlmann A, Boustani N, Bergmann G, Zander T. Effect of a pedicle-screw-based motion preservation system on lumbar spine biomechanics: a probabilistic finite element study with subsequent sensitivity analysis. *Journal of Biomechanics*. 2010;43(15):2963.
120. Ayturk U, Garcia J, Puttlitz C. The Micromechanical Role of the Annulus Fibrosus Components Under Physiological Loading of the Lumbar Spine. *Journal of Biomechanical Engineering*. 2010;132:061007.
121. Schmidt H, Heuer F, Simon U, Kettler A, Rohlmann A, Claes L, et al. Application of a new calibration method for a three-dimensional finite element model of a human lumbar annulus fibrosus. *Clinical Biomechanics*. 2006;21(4):337-44.
122. Diaz C. GJJ, Puttlitz C.M., editor. Influence of vertebra stiffness in the finite element analysis of the intervertebral disc

Proceedings of the ASME 2012 Summer Bioengineering Conference

2012.

123. Panjabi M, Oxland T, Yamamoto I, Crisco J. Mechanical behavior of the human lumbar and lumbosacral spine as shown by three-dimensional load-displacement curves. *JBIJ*; 1994. p. 413-24.



124. Guan Y, Yoganandan N, Zhang J, Pintar FA, Cusick JF, Wolfla CE, et al. Validation of a clinical finite element model of the human lumbosacral spine. *Medical & Biological Engineering & Computing*. 2006;44(8):633-41.
125. Guan Y, Yoganandan N, Moore J, Pintar FA, Zhang J, Maiman DJ, et al. Moment–rotation responses of the human lumbosacral spinal column. *Journal of Biomechanics*. 2007;40(9):1975-80.
126. Pintar FA, Yoganandan N, Myers T, Elhagediab A, Sances Jr A. Biomechanical properties of human lumbar spine ligaments. *Journal of Biomechanics*. 1992;25(11):1351-6.
127. Putzier M, Schneider SV, Funk JF, Tohtz SW, Perka C. The surgical treatment of the lumbar disc prolapse: nucleotomy with additional transpedicular dynamic stabilization versus nucleotomy alone. *Spine*. 2005;30(5):E109-E14.
128. Helfenstein J. Continuum mechanical investigation of the intervertebral disc. Sempach, Lucerna 2011.
129. Markolf KL, Morris JM. The Structural Components of the Intervertebral Disc : a study of their contributions to the ability of the disc to withstand compressive forces. *The Journal of Bone & Joint Surgery*. 1974;56(4):675-87.
130. Adams MA, Freeman BJ, Morrison HP, Nelson IW, Dolan P. Mechanical initiation of intervertebral disc degeneration. *Spine*. 2000;25(13):1625-36.
131. Shah PP. Optimization of the endplate interface for a surrogate intervertebral disc model for wear and fatigue testing of nucleus pulposus replacement devices: Drexel University; 2009.
132. Adams M, McNally D, Dolan P. 'STRESS'DISTRIBUTIONS INSIDE INTERVERTEBRAL DISCS: THE EFFECTS OF AGE AND DEGENERATION. *Journal of Bone and Joint Surgery-British Volume*. 1996;78(6):965.
133. Heuer F, Schmidt H, Wilke H-J. The relation between intervertebral disc bulging and annular fiber associated strains for simple and complex loading. *Journal of Biomechanics*. 2008;41(5):1086-94.
134. Adams M, McNally D, Dolan P. 'STRESS'DISTRIBUTIONS INSIDE INTERVERTEBRAL DISCS THE EFFECTS OF AGE AND DEGENERATION. *Journal of Bone & Joint Surgery, British Volume*. 1996;78(6):965-72.
135. Adams MA, Dolan P. Could sudden increases in physical activity cause degeneration of intervertebral discs? *The Lancet*. 1997;350(9079):734-5.
136. Chiang Y-F, Chiang C-J, Yang C-H, Zhong Z-C, Chen C-S, Cheng C-K, et al. Retaining intradiscal pressure after annulotomy by different annular suture techniques, and their biomechanical evaluations. *Clinical Biomechanics*. 2012;27(3):241-8.
137. Fredericson M, Lee S-U, Welsh J, Butts K, Norbash A, Carragee EJ. Changes in posterior disc bulging and intervertebral foraminal size associated with flexion-extension movement:: a comparison between L4–5 and L5–S1 levels in normal subjects. *The Spine Journal*. 2001;1(1):10-7.
138. Cuchanski M, Cook D, Jegapragasan M, Whiting D, Cheng BC. Measurement of disc bulge of the intervertebral disc: an in vitro study using human cadaver lumbar spine segments. *ArgoSpine News & Journal*. 2010;22(2):73-80.
139. Wenger KH, Schlegel JD. Annular bulge contours from an axial photogrammetric method. *Clinical Biomechanics*. 1997;12(7):438-44.
140. Phillips FM, Lauryssen C. *The Lumbar Intervertebral Disc*: Thieme; 2010.
141. Eijkelkamp M, Van Donkelaar C, Veldhuizen A, van Horn J, Huyghe J, Verkerke G. Requirements for an artificial intervertebral disc. *International Journal of Artificial Organs*. 2001;24(5):311-21.
142. Chaboche J. Continuum damage mechanics. *J appl Mech*. 1988;55(1):59-64.

143. Strange DG, Fisher ST, Boughton PC, Kishen TJ, Diwan AD. Restoration of compressive loading properties of lumbar discs with a nucleus implant—a finite element analysis study. *The Spine Journal*. 2010;10(7):602-9.
144. Hussain M, Gay RE, An K-N. Reduction in disk and fiber stresses by axial distraction is higher in cervical disk with fibers oriented toward the vertical rather than horizontal plane: a finite element model analysis. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*. 2010;33(4):252-60.
145. Skaggs D, Weidenbaum M, Ratcliffe A, Mow V. Regional variation in tensile properties and biochemical composition of the human lumbar annulus fibrosus. *Spine*. 1994;19(12):1310-9.
146. Aristizábal-Soto H, Agudelo L, Bedoya-Hincapié C, Restrepo-Parra E. Simulación de propiedades mecánicas de multicapas de Zr/ZrN y TiN/ZrN empleando el método de elementos finitos. *Ingeniería y Ciencia*. 2010;6(11):91-104.
147. Shirazi-Adl A. On the fibre composite material models of disc annulus—comparison of predicted stresses. *Journal of Biomechanics*. 1989;22(4):357-65.
148. Gómez L, Díaz C, García JJ. Determination of forces in the lumbar spine of workers carrying bags. *Applied Ergonomics*. 2013;Submitted article.
149. Potvin J. Use of NIOSH equation inputs to calculate lumbosacral compression forces. *Ergonomics*. 1997;40(7):691-707.
150. Waters T, Collins J, Galinsky T, Caruso C. NIOSH research efforts to prevent musculoskeletal disorders in the healthcare industry. *Orthopaedic Nursing*. 2006;25(6):380.
151. Brackley HM, Stevenson JM. Are children's backpack weight limits enough? A critical review of the relevant literature. *Spine*. 2004 Oct;29(19):2184-90.
152. Ferganbaum MA. Development of safety limits for load carriage in adults. Kingston, Canada: Queens University; 2007.
153. Goh S, Price R, Song S, Davis S, Singer K. Magnetic resonance-based vertebral morphometry of the thoracic spine: age, gender and level-specific influences. *Clinical Biomechanics*. 2000;15(6):417-25.
154. Hsiang SM, Brogmus GE, Courtney TK. Low back pain (LBP) and lifting technique -- A review. *International Journal of Industrial Ergonomics*. 1997;19(1):59-74.
155. McGill SM, Marshall L, Andersen J. Low back loads while walking and carrying: comparing the load carried in one hand or in both hands. *Ergonomics*. 2013(ahead-of-print):1-10.
156. Berry GK, Stevens DG, Kreder HJ, McKee M, Schemitsch E, Stephen DJG. Open fractures of the calcaneus - A review of treatment and outcome. *Journal of Orthopaedic Trauma*. [Article]. 2004 Apr;18(4):202-6.
157. Arjmand N, Gagnon D, Plamondon A, Shirazi-Adl A, Larivière C. Comparison of trunk muscle forces and spinal loads estimated by two biomechanical models. *Clinical Biomechanics*. 2009;24(7):533-41.
158. Renner SM, Natarajan RN, Patwardhan AG, Havey RM, Voronov LI, Guo BY, et al. Novel model to analyze the effect of a large compressive follower pre-load on range of motions in a lumbar spine. *Journal of biomechanics*. 2007;40(6):1326-32.
159. Callaghan J, McGill S. Low back joint loading and kinematics during standing and unsupported sitting. *Ergonomics*. 2001;44(3):280-94.
160. Wilke H-J, Neef P, Hinz B, Seidel H, Claes L. Intradiscal pressure together with anthropometric data—a data set for the validation of models. *Clinical Biomechanics*. 2001;16:S111-S26.

161. Wilke HJ, Neef P, Caimi M, Hoogland T, Claes LE. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine*. 1999;24(8):755-62.
162. Roca J, Aliaga F, Cavanilles M. Estudio comparativo de la presión intradiscal en vértebras de cadáver bajo compresión axial y flexo-extensión. *Patología del aparatp locomotoar*. 2004;2(3):159,66.
163. Fujita Y, Duncan NA, Lotz JC. Radial tensile properties of the lumbar annulus fibrosus are site and degeneration dependent. *Journal of orthopaedic research*. 1997;15(6):814-9.
164. Herkowitz HN. *The lumbar spine*: Wolters Kluwer Health; 2004.
165. Vernon-Roberts B, Fazzalari NL, Manthey BA. Pathogenesis of tears of the anulus investigated by multiple-level transaxial analysis of the T12-L1 disc. *Spine*. 1997;22(22):2641-6.
166. Guerin HAL, Elliott DM. Degeneration affects the fiber reorientation of human annulus fibrosus under tensile load. *Journal of Biomechanics*. 2006;39(8):1410-8.
167. Adams MA, Dolan P, McNally DS. The internal mechanical functioning of intervertebral discs and articular cartilage, and its relevance to matrix biology. *Matrix Biology*. 2009;28(7):384-9.
168. Garcia J, Gómez L, Jaramillo H, Diaz C. Desarrollo de un modelos de elementos finitos para estudiar el riesgo de lesión en columna lumbosacra durante el transporte de pesos. 2013.
169. Chaffin DB, Andersson G, Martin BJ. *Occupational biomechanics*: Wiley New York; 1999.
170. Schultz AB, Andersson GB. Analysis of loads on the lumbar spine. *Spine*. 1981;6(1):76-82.

ANEXOS

## ANEXO 1

### EVALUACIÓN DE LA APTITUD PARA LEVANTAR BULTOS

Fecha de Realización: D: \_\_\_\_\_ M: \_\_\_\_\_ A: \_\_\_\_\_

#### 1. DATOS DE IDENTIFICACIÓN

CODIGO \_\_\_\_\_

Fecha de Nacimiento DD \_\_\_\_\_ MM \_\_\_\_\_ AAAA

Edad \_\_\_\_\_

Género F \_\_\_\_\_ M \_\_\_\_\_

Identificación: CC: \_\_\_\_\_ TI: \_\_\_\_\_ CE: \_\_\_\_\_ No. \_\_\_\_\_

Escolaridad:

Básica \_\_\_\_\_ Primaria \_\_\_\_\_ Básica \_\_\_\_\_ Secundaria \_\_\_\_\_ Tecnológica \_\_\_\_\_

Profesional \_\_\_\_\_

Ocupación: \_\_\_\_\_

Dirección: \_\_\_\_\_

Teléfono: \_\_\_\_\_

#### 2. DESCRIPCIÓN DEL CARGO

Fecha de Ingreso:

Fecha de Egreso:

Breve descripción del cargo:

Levanta bultos en su si \_\_\_\_\_ no \_\_\_\_\_

Probables factores, agentes de riesgo y uso de E.P.P.

#### 3. ANTECEDENTES OCUPACIONALES

Enfermedad Profesional: Si No

Cuál: \_\_\_\_\_

Empresa: \_\_\_\_\_

ARP: \_\_\_\_\_ Fecha: \_\_\_\_\_

Accidente de Trabajo: Si No Pérdida de la capacidad laboral: \_\_\_\_\_

Fecha:

Lesión:

#### 4. ANTECEDENTES PERSONALES

1. Patológicos 2. Quirúrgicos 3. Traumáticos 4. Tóxico- alérgicos 5. Psiquiátricos 6. Transfusiones

Observaciones:

#### 5. ANTECEDENTES FAMILIARES

#### 6. REVISIÓN POR SISTEMAS

1. Piel y faneras

2 Oftalmológico

3. ORL

4. Pulmonar

5. Gastrointestinal

6. Genitourinario

7. Neurológico

8. Osteomuscular

9. Alteración Física (congénita o adquirida)

10. Restricciones: (físicas o alimentarias)

Observaciones:

#### 7. EXÁMEN FÍSICO

Tensión Arterial: \_\_\_\_\_ / \_\_\_\_\_ Frecuencia Cardíaca: \_\_\_\_\_ / min.

Talla: \_\_\_\_\_ (m) Peso: \_\_\_\_\_ (Kg) IMC: \_\_\_\_\_

Lateralidad Dominante:

Diestro: \_\_\_\_\_ Zurdo: \_\_\_\_\_ Ambidiestro: \_\_\_\_\_

Interpretación IMC: \_\_\_\_\_

Bajo Peso: < 18.5

Normal: 18.5 – 24.9

Sobrepeso: 25 – 29.9

Obeso: > 30

Órgano / Sistema

Normal

Anormal

Hallazgos

Cabeza y cuello

Tórax

Corazón

Pulmones

Abdomen

Pared Abdominal

Extremidades

Miembros Superiores

Miembros Inferiores

Vascular

Neurológico

Columna

Piel

Cicatrices

9. PRUEBAS COMPLEMENTARIAS

10. DIAGNÓSTICO

1.

3.

2.

4.

SOSPECHA DE ENFERMEDAD PROFESIONAL: SI \_\_\_\_\_ NO \_\_\_\_\_

CUAL: \_\_\_\_\_

APTITUD LABORAL PARA LEVANTAR BULTOS

1: APTO \_\_\_\_\_ 2. NO APTO \_\_\_\_\_

RECOMENDACIONES

---

## **ANEXO 2**

### **FORMATO VERIFICACIÓN FILMACIÓN**

	<b>FILMACIÓN</b>	<b>FILMACIÓN</b>	<b>FILMACIÓN</b>
<b>SUJETO / FECHA</b>	<b>FORMA 1</b>	<b>FORMA 2</b>	<b>FORMA 3</b>
<b>1</b>			
<b>2</b>			
<b>3</b>			
<b>4</b>			
<b>5</b>			
<b>6</b>			
<b>7</b>			
<b>8</b>			
<b>9</b>			
<b>10</b>			



**ANEXO 3.**

**FORMATO VALORACIÓN DE LA COLUMNA VERTEBRAL**

**SUJETO CÓDIGO** \_\_\_\_\_  
**FECHA DE VALORACIÓN** \_\_\_\_\_  
**CEDULA** \_\_\_\_\_  
**EDAD** \_\_\_\_\_ **GÉNERO** \_\_\_\_\_  
**ESCOLARIDAD** \_\_\_\_\_  
**ÁREA DE TRABAJO** \_\_\_\_\_

**1. ANTECEDENTES PERSONALES**

**Señale con una x**

Espondilólisis  
Espondilolistesis  
Fibromialgia  
Síndrome miofascial  
Enfermedades de Neurona M.I  
Traumas  
Osteoartrosis  
Escoliosis  
Fracturas  
Hernias Discales  
Tendinitis  
Actividad Física

Otros \_\_\_\_\_

Observaciones

\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

**2. EXAMEN FÍSICO**

Estado Nutricional \_\_\_\_\_  
Tensión Arterial \_\_\_\_\_ mm Hg  
Pulso ppm  
Peso kg

Talla cm  
Trofismo Muscular  
Sedentarismo

### 3. INSPECCIÓN COLUMNA VERTEBRAL

n : normal a: aumenta d. disminuida

	C. CERVICAL	C. DORSAL	C. LUMBAR
Lordosis	_____	_____	_____
Cifosis	_____	_____	_____
Observaciones	_____		

Escoliosis SI \_\_\_\_ NO \_\_\_\_  
Izquierda  
Derecha

### 4. PALPACIÓN

Contracturas \_\_\_\_\_  
Masas \_\_\_\_\_ Localización \_\_\_\_\_

### 5. ARCOS DE MOVIMIENTO

En grados °

MOVIMIENTO	CERVICAL	LUMBAR
Flexión		
Observaciones		Observaciones
Extensión		Observaciones
Inclina. Latera D		Observaciones
Inclina. Latera I		Observaciones
Rotación derecha		Observaciones
Rotación Izquierda		Observaciones

### 6. FLEXIBILIDAD

TEST DE WELLS \_\_\_\_\_ cm  
TEST DE SCHOBER \_\_\_\_\_ cm  
Interpretación \_\_\_\_\_

### 7. SINTOMATOLOGÍA

Parestesias SI \_\_\_\_ NO \_\_\_\_ ZONA \_\_\_\_\_  
Hipoestesias SI \_\_\_\_ NO \_\_\_\_ ZONA \_\_\_\_\_

Dolor SI\_\_\_\_ NO\_\_\_\_ ZONA\_\_\_\_  
Debilidad SI\_\_\_\_ NO\_\_\_\_ ZONA\_\_\_\_  
Cervicalgia SI\_\_\_\_ NO\_\_\_\_ ZONA\_\_\_\_  
Dorsalgia SI\_\_\_\_ NO\_\_\_\_ ZONA\_\_\_\_

#### PRESENCIA DE SINTOMAS

Mayor a una semana SI\_\_\_\_ NO\_\_\_\_  
Intermitente en múltiples ocasiones SI\_\_\_\_ NO\_\_\_\_

#### INTENSIDAD DEL DOLOR (Califique de 1 a 10)

IRRADIACIÓN DE DOLOR SI\_\_\_\_ NO\_\_\_\_ ZONA\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

### 8. FUERZA MUSCULAR

N: Normal D: Deficiente

#### C. Cervical

Flexión  
Extensión  
Inclinación  
Rotación

#### C. Lumbar

Flexión  
Extensión  
Inclinación  
Rotación

Atrofia SI\_\_\_\_ NO\_\_\_\_ Localización\_\_\_\_  
Hipertrofia SI\_\_\_\_ NO\_\_\_\_ Localización\_\_\_\_  
Estructuras Anormales SI\_\_\_\_ NO\_\_\_\_ Localización\_\_\_\_

### 9. PARACLÍNICOS

RX SI\_\_\_\_ NO\_\_\_\_

RESULTADOS\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

RESONANCIA MAGNETICA SI\_\_\_\_ NO\_\_\_\_

RESULTADOS\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

TOMOGRAFIAS SI\_\_\_\_ NO\_\_\_\_

RESULTADOS\_\_\_\_\_  
\_\_\_\_\_

#### **ANEXO 4.**

### **CONSENTIMIENTO INFORMADO**

#### **TITULO DEL PROYECTO:**

ANALISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA INFLUENCIA DE LAS VARIACIONES ESTRUCTURALES EN EL COMPORTAMIENTO BIOMECANICO DEL DISCO INTERVEBRAL LUMBAR NORMAL DE UN TRABAJADOR PROMEDIO COLOMBIANO

#### **Investigador Principal:**

LESSBY GOMEZ

**Institución ejecutora:** UNIVERSIDAD DEL VALLE

#### **De qué se trata la investigación?**

La investigación en la que usted participará pretende determinar si existe riesgo para la columna lumbar al levantar bultos utilizando un modelo virtual hecho por computador. Número de sujetos a participar de la investigación: 11

#### **¿Cuál es el propósito del estudio?**

El propósito de este estudio realizar el análisis especializado en la forma como se realiza el transporte de bultos, mediante filmación y la utilización de un software biomecánico. Número de sujetos a participar en este estudio: 10

#### **¿Cuánto tiempo durará su participación en el estudio?**

Aproximadamente 2 horas. El tiempo en que se realizarán la valoración fisioterapéutica y las filmaciones

#### **¿Qué pasará durante el estudio?**

Su participación en este estudio consistirá en realizar en un laboratorio de biomecánica, su labor habitual de levantar bultos, la cual será filmada para ser analizada y determinar unos parámetros que posteriormente se utilizarán en el modelo de simulación.

Previo a la filmación a usted se le hará una encuesta y una valoración fisioterapéutica, que garantice que no presenta alteraciones osteomusculares que pongan en riesgo su salud durante el transporte de bultos.

#### **¿Cuáles son los compromisos del paciente en el estudio?**

Su compromiso consiste en acudir a la valoración y permitir la filmación de la tarea de levantar bultos.

**¿Qué daño podría ocurrirle al participante, si hace parte del estudio?**

Los daños relacionados con el estudio están relacionados con los riesgos habituales de su trabajo, y que están relacionados con el transporte de los bultos, como dolor, fatiga o en un caso poco probable una hernia discal. Para disminuirlos se evaluará su condición física y osteomuscular, que le permita hacer la actividad propuesta. Así mismo, la carga levantada, estará dentro de los límites permisibles de la Legislación Colombiana para este tipo de actividades.

**¿Cómo se podría beneficiar si participa en el estudio?** Los beneficios del estudio se reflejarán en el diagnóstico fisioterapéutico sobre su estado de salud osteomuscular y posteriormente con los resultados del estudio biomecánico, recibir las recomendaciones sobre la mejor forma de trasladar bultos.

**¿Cuál será la compensación por su participación en el estudio?**

La compensación estriba en la entrega de los resultados de las valoraciones realizadas. No existirá compensación monetaria.

**¿La participación del paciente tendrá algún costo?**

Las diferentes valoraciones no tienen ningún costo para el paciente y estos serán asumidos por los investigadores

**¿Se tendrá en cuenta la confidencialidad de la información?**

Los investigadores, nos comprometemos a mantener la reserva de la información obtenida y garantizar la total confidencialidad de la misma.

**¿Cuáles son los derechos del paciente en el estudio?**

Usted tiene derecho a suspender su participación en cualquier momento del estudio. Así mismo tiene derecho a que se le suministre toda la información obtenida del proceso.

FECHA: \_\_\_\_\_

Yo \_\_\_\_\_ identificado con c.c. No.

\_\_\_\_\_ Certifico que he sido informado(a) acerca de la naturaleza y propósito de las pruebas que se me realizarán, así como de los riesgos, beneficios, derechos y deberes que adquiero al participar en la investigación ANALISIS POR ELEMENTOS FINITOS DE LA INFLUENCIA DE LAS VARIACIONES ESTRUCTURALES EN EL COMPORTAMIENTO BIOMECANICO DEL DISCO INTERVEBRAL LUMBAR NORMAL DE UN TRABAJADOR PROMEDIO COLOMBIANO

Igualmente autorizo para que sean efectuados los siguientes exámenes:

VALORACIÓN FISIOTERAPÉUTICA \_\_\_\_\_ FILMACIÓN \_\_\_\_\_

_____	_____
Nombre del participante	Firma

Cédula

_____	_____
Nombre del testigo	Firma

Cédula

_____	_____
Nombre del testigo	Firma

Cédula

_____	_____
Nombre del investigador	Firma

Cédula

Lugar \_\_\_\_\_ y

Fecha: \_\_\_\_\_

## ANEXO 5

### RUTINA DE USUARIO EN ABAQUS UANISOHYPER

```
subroutineuanisohyper_inv (ainv, ua, zeta, nfibers, ninv,  
    $   ui1, ui2, ui3, temp, noel, cmname, incmpflag, ihybflag,  
    $   numstatev, statev, numfieldv, fieldv, fieldvinc,  
    $   numprops, props)
```

C

```
include 'aba_param.inc'
```

C

```
character*80 cmname
```

```
dimensionua(2), ainv(ninv), ui1(ninv),
```

```
    $   ui2(ninv*(ninv+1)/2), ui3(ninv*(ninv+1)/2),
```

```
    $   statev(numstatev), fieldv(numfieldv),
```

```
    $   fieldvinc(numfieldv), props(numprops)
```

```
real FIB,DEV,VOL
```

C

```
cainv: invariants
```

```
cua : energiesua(1): utot, ua(2); udev
```

```
c   ui1 : dUdl
```

```
c   ui2 : d2U/dldJ
```

```
c   ui3 : d3U/dldJdJ, notusedfor regular elements
```

C

```
parameter ( half = 0.5d0,
```

```
    *      ZERO = 0.d0,
```

```
    *      ONE  = 1.d0,
```

```
    *      TWO  = 2.d0,
```

```
    *      THREE= 3.d0,
```

```
    *      FOUR = 4.d0,
```

```
    *      FIVE = 5.d0,
```

```
    *      SIX  = 6.d0,
```

```
    *      SEVEN= 7.d0,
```

```

*      EIGHT= 8.d0,
*      NINE= 9.d0,
c
*      index_I1 = 1,
*      index_J  = 3,
*      asmall  = 2.d-12 )
C
CONS=1.0
C

C
C Contains Mow's function, Properties of material are as follows
C
C D = constant enforcing incompressibility
C a1 = coefficient of (I1 - 3)
C a3 = coefficient of (J - 1)^2
C b2 = coefficient of (I1 - 3)^2
C b3 = coefficient of (I1 - 3)^3
C
C a4 = coefficient of fibers
C a5 = exponent for fibers
C
C
CONS = 1.d-06
c1 = props(1)
c2 = props(2)
c3 = props(3)
c      D1 = 0.000001
c      D3 = 0.000001
c
c Con estos valores se hizo el primer análisis el 08 de nov / 2012
c

```



```

a1 = props(4)
a2 = props(5)
C
c  Valores para el segundo análisis
c
c  a1 = 0.1
c      a2 = 20.0

c  WRITE(6,*)C1,C2,D,A1,A2
C
C  IF (AINV(4).LT.ONE) THEN
C      AINV(4) = ONE
C  ENDIF
C  IF (AINV(8).LT.ONE) THEN
C      AINV(8) = ONE
C  ENDIF
C
Ea1 = AINV(4) - ONE
E1  = max(Ea1,ZERO)
Ea2 = AINV(8) - ONE
E2  = max(Ea2,ZERO)
C
      au1 = EXP( a2*E1**2)
      au2 = EXP( a2*E2**2)
C
ht1 = half + sign(half,Ea1 + asmall)
ht2 = half + sign(half,Ea2 + asmall)
C
au11 = ht1 + TWO*a2*E1*E1
au22 = ht2 + TWO*a2*E2*E2
C
C

```

```

UA(2) = c1*( AINV(1) - THREE)
      1      + c2*( AINV(1) - THREE)**2 + c3*( AINV(1) - THREE)**3
      1      + (a1/a2)*( au1 + au2 - TWO )
C      write(6,*)UA(1)
C
C  Primeras derivadas en UI1( )
C
UI1(1) = c1 + TWO*c2*(AINV(1) - THREE)
      1      + THREE*c3*( AINV(1) - THREE)**2
C
C
C  UI1(3) = TWO*(AINV(3) - ONE)/D
C
C
C
C
UI1(4) = TWO*a1*E1*au1
UI1(8) = TWO*a1*E2*au2
C
C  Segundas derivadas en UI2( n = i + k(k-1)/2, ej. i=4,k=4, n=10)
C
C
UI2(1) = TWO*c2 + SIX*c3*( AINV(1) - THREE)
C  UI2(6) = TWO/D
C
UI2(10) = TWO*a1*au1*au11
C
UI2(36) = TWO*a1*au2*au22
C
c      WJS = TWO*a3*(ainv(3) - ONE) - TWO*(a1 + TWO*a2)/ainv(3)
C
STATEV(1) = UI1(1)
STATEV(2) = UI1(4)

```

```

STATEV(3) = UI1(8)
STATEV(4) = AINV(1)
STATEV(5) = AINV(4)
STATEV(6) = AINV(8)
C
return
end
C
C
      SUBROUTINE UVARM(UVAR,DIRECT,T,TIME,DTIME,CMNAME,ORNAME,
1  NUARM,NOEL,NPT,LAYER,KSPT,KSTEP,KINC,NDI,NSHR,COORD,
2  JMAC,JMATYP,MATLAYO,LACCFLA)
C
      INCLUDE 'ABA_PARAM.INC'
C
      CHARACTER*80 CMNAME,ORNAME
      CHARACTER*3 FLGRAY(15)
      DIMENSION UVAR(NUARM),DIRECT(3,3),T(3,3),TIME(2)
      DIMENSION ARRAY(15),JARRAY(15),JMAC(*),JMATYP(*),COORD(*),
$   FB(3,3),B(6),B2(6),XI(6),SM(6),Y(3)
parameter ( half = 0.5d0,
*   ZERO = 0.d0,
*   ONE  = 1.d0,
*   TWO  = 2.d0,
*   THREE= 3.d0,
*   FOUR = 4.d0,
*   FIVE = 5.d0,
*   SIX  = 6.d0,
*   SEVEN= 7.d0,
*   EIGHT= 8.d0,
*   NINE= 9.d0,
C

```

```

*      index_I1 = 1,
*      index_J  = 3,
*      asmall  = 2.d-16 )

C
c

C Error counter:

      JERROR = 0

C

C Call the deformation gradient that is contained in ARRAY in the order
C 11,22,33,12,13,23,21,31,32
C
      CALL GETVRM('DG',ARRAY,JARRAY,FLGRAY,JRCD,JMAC,JMATYP,
$ MATLAYO,LACCFLA)

      JERROR = JERROR + JRCD

C

      FB(1,1) = ARRAY(1)
      FB(2,2) = ARRAY(2)
      FB(3,3) = ARRAY(3)
      FB(1,2) = ARRAY(4)
      FB(1,3) = ARRAY(5)
      FB(2,3) = ARRAY(6)
      FB(2,1) = ARRAY(7)
      FB(3,1) = ARRAY(8)
      FB(3,2) = ARRAY(9)

C      write(6,*)FB(1,1),FB(2,2),FB(3,3),FB(1,2),FB(1,3),FB(2,3)

C

C Identify derivatives of the function energy and invariants
C
      CALL GETVRM('SDV',ARRAY,JARRAY,FLGRAY,JRCD,JMAC,JMATYP,
$ MATLAYO,LACCFLA)

      JERROR = JERROR + JRCD

      W1 = ARRAY(1)

```

```

W4 = ARRAY(2)

W8 = ARRAY(3)

AI1 = ARRAY(4)

AI4 = ARRAY(5)

AI8 = ARRAY(6)

c
C   XJ = AJ**(-1./3.)

c       WRITE(6,*)XJ

C       DO I = 1, 3

C       DO K = 1,3

C       FB(I,K) = FB(I,K)*XJ

C   END DO

C       END DO

C       write(6,*)FB(1,1),FB(2,2),FB(3,3),FB(1,2),FB(1,3),FB(2,3)

cNowcalculatesBbar, i.e. Fb*Fb_transposed

B(1) = FB(1,1)**2 + FB(1,2)**2 + FB(1,3)**2

B(2) = FB(2,1)**2 + FB(2,2)**2 + FB(2,3)**2

B(3) = FB(3,1)**2 + FB(3,2)**2 + FB(3,3)**2

      B(4) = FB(1,1)*FB(2,1) + FB(1,2)*FB(2,2) + FB(1,3)*FB(2,3)

B(5) = FB(1,1)*FB(3,1) + FB(1,2)*FB(3,2) + FB(1,3)*FB(3,3)

B(6) = FB(2,1)*FB(3,1) + FB(2,2)*FB(3,2) + FB(2,3)*FB(3,3)

C

C CALCULATE B2 = B*B

C

B2(1) = B(1)**2 + B(4)**2 + B(5)**2

B2(2) = B(2)**2 + B(4)**2 + B(6)**2

B2(3) = B(3)**2 + B(5)**2 + B(6)**2

B2(4) = B(1)*B(4) + B(4)*B(2) + B(5)*B(6)

B2(5) = B(1)*B(5) + B(4)*B(6) + B(5)*B(3)

B2(6) = B(4)*B(5) + B(2)*B(6) + B(6)*B(3)

CC

XI(1) = ONE

```

```

XI(2) = ONE
XI(3) = ONE
XI(4) = 0.0
XI(5) = 0.0
XI(6) = 0.0
C
C  CalculatetheCauchy stress in thematrix
C
c    WRITE(6,*)W1,W2,WJ,AJ,AI1,AI2
      D1 = TWO/THREE*( W1*AI1 )
      D2 = TWO*(W1)
c      WRITE(6,*)D1, D2
      DO I=1,6
SM(I) = D1*XI(I) + D2*B(I) - TWO*W2*B2(I)
      END DO
C
C  Calculate local stress in eachfamily of fibers
C
C
      SF1 = TWO*W4*AI4
      SF2 = TWO*W8*AI8
C      WRITE(6,*)SF1,SF2
UVAR(13) = SF1
UVAR(14) = SF2
c
C  Calculate global fiber stress as total stress minusmatrix stress
      CALL GETVRM('S',ARRAY,JARRAY,FLGRAY,JRCD,JMAC,JMATYP,
$ MATLAYO,LACCFLA)
      UVAR(1) = SM(1)
UVAR(2) = SM(2)
UVAR(3) = SM(3)
UVAR(4) = SM(4)

```

```

UVAR(5) = SM(5)
      UVAR(6) = SM(6)
      UVAR(7) = ARRAY(1) - SM(1)
UVAR(8) = ARRAY(2) - SM(2)
UVAR(9) = ARRAY(3) - SM(3)
UVAR(10) = ARRAY(4) - SM(4)
UVAR(11) = ARRAY(5) - SM(5)
      UVAR(12) = ARRAY(6) - SM(6)

C If error, writecommentto .DAT file:
IF(JERROR.NE.0)THEN
WRITE(6,*) 'REQUEST ERROR IN UVARM FOR ELEMENT NUMBER ',
1   NOEL,'INTEGRATION POINT NUMBER ',NPT
ENDIF
RETURN
END

```

## ANEXO 6

### CARACTERÍSTICAS FUERZA-DESPLAZAMIENTO PARA LIGAMENTOS Y RESORTES DE CONTROL DEL CONTACTO ENTRE CARILLAS EMPLEADOS EN EL MODELO

#### Ligamentos segmento L4-L5

Ligamento longitudinal posterior (PLL)		Ligamentos Capsulares		Ligamentos Flavum		Ligamento interespinoso (ISL)		Propiedades finales Intertransverso ITT		Ligamento anterior (ALL)		Ligamento supraespinoso	
Fuerza	Desplaza	Fuerza	Desplaza	Fuerza	Desplaza	Fuerza	Desplaza	Fuerza	Desplaza	Fuerza	Desplaza	Fuerza	Desplaza
0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
26.489	13.068	0.0393	25.736	0.3303	0.6732	0.1982	0.6732	0.0414	0.2658	0.2271	0.3348	0.0207	0.2658
68.468	25.890	97.249	38.244	10.654	13.464	0.6392	13.464	0.0869	0.5317	17.670	0.6630	0.0434	0.5317
119.325	38.478	190.683	40.132	27.014	20.196	16.208	20.196	0.1370	0.7975	58.677	0.9853	0.0685	0.7975
176.968	50.844	1.012.721	52.388	63.424	26.929	31.712	26.929	0.1921	10.633	137.000	13.000	0.0960	10.633
240.250	62.994	1.834.760	64.436	54.171	33.661	32.086	33.661	0.2528	13.292	266.159	16.130	0.1264	13.292
292.787	72.288	2.656.798	76.284	56.839	40.393	34.736	40.393	0.3196	15.950	456.581	19.191	0.1598	15.950
362.227	84.090	3.478.836	87.944	202.423	53.857	35.424	53.857	0.3931	18.608	544.920	20.309	0.1965	18.608
431.667	95.712	4.300.875	99.424	225.457	60.589	39.455	60.589	0.4740	21.266	798.154	23.303	0.2370	21.266
501.107	107.154	5.122.913	110.732	250.985	67.321	36.987	67.321	0.5631	23.925	1.051.388	26.250	0.2815	23.925
570.547	118.422	5.944.952	121.876	446.944	74.054	41.715	74.054	0.6611	26.583	1.304.622	29.154	0.3305	26.583
639.987	129.540	6.766.990	132.864	497.388	80.786	46.423	80.786	0.7690	29.241	1.557.856	32.016	0.3845	29.241
709.427	140.496	7.589.028	143.700	553.499	87.518	51.660	87.518	0.8877	31.900	1.811.090	34.837	0.4439	31.900
778.867	151.308	8.411.067	154.392	1.231.856	94.250	114.973	94.250	10.184	34.558	2.064.324	37.621	0.5092	34.558
848.307	161.976	9.233.105	164.944	2.741.566	100.982	255.879	100.982	11.623	37.216	2.317.558	40.368	0.5812	37.216
917.747	172.506			6.101.488	107.714	569.472	107.714	13.206	39.875	2.570.792	43.078	0.6603	39.875
				6.789.566	114.446	633.693	114.446	14.949	42.533			0.7475	42.533
								16.867	45.191			0.8434	45.191
								18.978	47.850			0.9489	47.850
												10.651	50.508



## Ligamentos segmento L5-S1

Ligamento longitudinal posterior (PLL)		Ligamentos Capsulares		Ligamentos Flavum		Ligamento interespinoso (ISL)		Propiedades finales Intertransverso (ITT)		Ligamento longitudinal anterior (ALL)		Ligamento supraespino	
Fuerza	Desplaza	Fuerza	Desplaza	Fuerza	Desplaza	Fuerza	Desplaza	Fuerza	Desplaza	Fuerza	Desplaza	Fuerza	Desplaza
0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.00000	0.00000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000	0.0000
26.489	13.068	0.0393	25.736	0.3303	0.6732	0.19820	0.67320	0.0414	0.2658	0.2271	0.3348	0.0207	0.2658
68.468	25.890	97.249	38.244	10.654	13.464	0.63920	134.640	0.0869	0.5317	17.670	0.6630	0.0434	0.5317
119.325	38.478	190.683	40.132	27.014	20.196	162.080	201.960	0.1370	0.7975	58.677	0.9853	0.0685	0.7975
176.968	50.844	1.012.721	52.388	63.424	26.929	317.120	269.290	0.1921	10.633	137.000	13.000	0.0960	10.633
240.250	62.994	1.834.760	64.436	54.171	33.661	320.860	336.610	0.2528	13.292	266.159	16.130	0.1264	13.292
292.787	72.288	2.656.798	76.284	56.839	40.393	347.360	403.930	0.3196	15.950	456.581	19.191	0.1598	15.950
362.227	84.090	3.478.836	87.944	202.423	53.857	354.240	538.570	0.3931	18.608	544.920	20.309	0.1965	18.608
431.667	95.712	4.300.875	99.424	225.457	60.589	394.550	605.890	0.4740	21.266	798.154	23.303	0.2370	21.266
501.107	107.154	5.122.913	110.732	250.985	67.321	369.870	673.210	0.5631	23.925	1.051.388	26.250	0.2815	23.925
570.547	118.422	5.944.952	121.876	446.944	74.054	417.150	740.540	0.6611	26.583	1.304.622	29.154	0.3305	26.583
639.987	129.540	6.766.990	132.864	497.388	80.786	464.230	807.860	0.7690	29.241	1.557.856	32.016	0.3845	29.241
709.427	140.496	7.589.028	143.700	553.499	87.518	516.600	875.180	0.8877	31.900	1.811.090	34.837	0.4439	31.900
778.867	151.308	8.411.067	154.392	1.231.856	94.250	1.149.730	942.500	10.184	34.558	2.064.324	37.621	0.5092	34.558
848.307	161.976	9.233.105	164.944	2.741.566	100.982	2.558.790	1.009.820	11.623	37.216	2.317.558	40.368	0.5812	37.216
917.747	172.506			6.101.488	107.714	5.694.720	1.077.140	13.206	39.875	2.570.792	43.078	0.6603	39.875
				6.789.566	114.446	6.336.930	1.144.460	14.949	42.533			0.7475	42.533
								16.867	45.191			0.8434	45.191
								18.978	47.850			0.9489	47.850
												10.651	50.508

## Resortes de control del contacto entre carillas

Resorte central		Resorte Extensión		Resorte axial		Resorte lateral		Resorte Flexión	
F [N]	Desplazamiento (mm)	F [N]	Desplazamiento (mm)	F [N]	Desplazamiento (mm)	F [N]	Desplazamiento (mm)	F [N]	Desplazamiento (mm)
0	-10	0	-10	0	-10	0	-10	0	-10
0	0.0	0	0.0	0	0.0	0	0	0	0.0
0	0.2	0	0.2	0	0.2	0	0.2	0	0.2
50	1.7	50	1.7	250	1.7	50	1.7	50	1.7
80	2.0	80	2.0	300	2.0	80	2.0	80	2.0
180	4.0	180	4.0	900	4.0	180	4.0	180	4.0

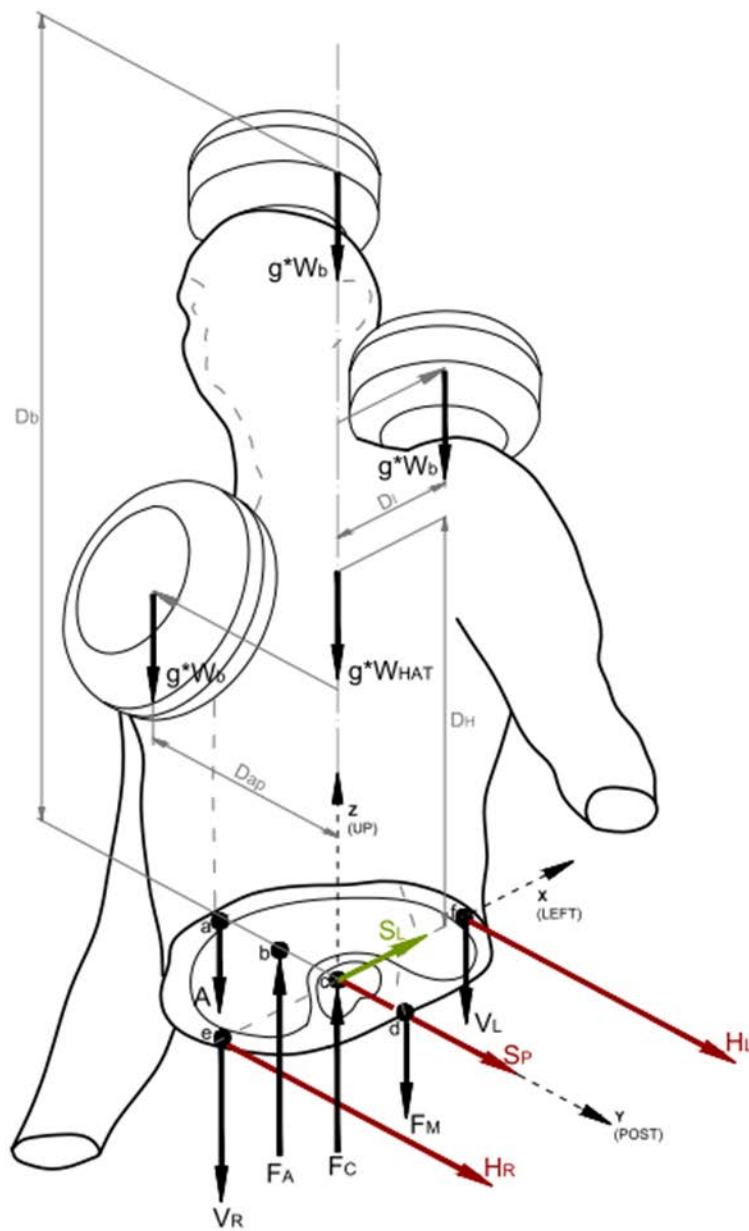
## ANEXO 7

### DESARROLLO TEÓRICO DEL MODELO PARA EL CÁLCULO DE FUERZAS COMPRESIVAS

Para el cálculo dinámico de las fuerzas compresivas en L4-L5 se tomó como base el modelo tridimensional del tronco desarrollado por Schultz y Anderson, descrito por Chaffin (24), el cual fue adaptado para valorar las fuerzas compresivas y cortantes durante el transporte de bultos. A continuación se describe brevemente el modelo.

En el modelo, el eje Z es vertical y positivo hacia arriba, el eje X es positivo hacia la izquierda, y el eje Y es positivo hacia la parte posterior (Fig. 2). El procedimiento consiste en plantear las ecuaciones de movimiento de la parte superior del cuerpo humano según el diagrama de cuerpo libre ilustrado en la Fig. 2, el cual fue obtenido mediante el corte con un plano transversal a la altura de la cara superior de la vértebra L4.

En este diagrama de cuerpo libre,  $S_L$  y  $S_P$  son las fuerzas internas cortantes lateral y posterior, respectivamente, y  $F_C$  es la fuerza compresiva que actúan sobre el segmento lumbar;  $F_M$  representa la fuerza del músculo erector de la espina;  $F_A$  es la fuerza abdominal resultante;  $A$  es la fuerza del recto abdominal y  $V_R$ ,  $H_R$ ,  $V_L$ ,  $H_L$  son las componentes verticales y horizontales de los músculos laterales de la pared abdominal en los lados derecho e izquierdo, respectivamente. Adicionalmente,  $ac$  es la distancia entre el eje de la columna y el músculo recto abdominal;  $bc$  es la distancia entre el eje de la columna y la línea de acción de la fuerza abdominal;  $dc$  es la distancia entre la columna y el músculo erector de la espina;  $cf$  y  $ce$  son las distancias desde la columna hasta los músculos laterales de pared abdominal. Las fuerzas a determinar son  $S_L$ ,  $S_P$  y  $F_C$



**Figura 2.** Diagrama de cuerpo libre de la parte superior del cuerpo humano según un corte en un plano transversal a la altura de la cara superior de L4. Adaptado de Schultz y Anderson (169).

Mediante la aplicación de la segunda ley de Newton se obtuvieron las siguientes seis ecuaciones de movimiento que representan las sumas de fuerzas y de momentos en las tres direcciones cartesianas

$$S_L = (W_b + W_{HAT}) * (Ax), \quad [1]$$

$$H_L + H_R + S_P = (W_{bulto} + W_{HAT}) * (Ay), \quad [2]$$

$$F_C + F_A - F_M - A - V_L - V_R - (W_{HAT} + W_b)g = (W_{HAT} + W_b) * Az, \quad [3]$$

$$A(ac) - F_A(bc) - F_M(dc) + W_b g D_{ap} = I_X \alpha_X + W_b (-A_z D_{ap} - A_y D_b) - W_{HAT} A_y D_H \quad [4]$$

$$V_L(cf) - V_R(ce) + W_b g D_l = I_Y \alpha_Y + W_b (-A_z D_l + A_x D_b) + W_{HAT} A_x D_H, \quad [5]$$

$$H_L(cf) - H_R(ce) = I_Z \alpha_Z + W_b (A_x D_{ap} + A_y D_l) \quad [6]$$

donde  $W_{HAT}$  es la masa de la parte superior del cuerpo;  $W_b$  es la masa del bulto;  $Ax$ ,  $Ay$  y  $Az$  son las aceleraciones lineales;  $\alpha_X$ ,  $\alpha_Y$  y  $\alpha_Z$  son las aceleraciones angulares;  $I_X$ ,  $I_Y$  e  $I_Z$  son los momentos de inercia y los subíndices denotan los ejes con respecto a los cuales se calculan estas cantidades. Además,  $D_{ap}$  es la distancia anteroposterior entre el bulto y L5/S;  $D_l$  es la distancia lateral del bulto medida desde L5/S. En estas ecuaciones se supone que el individuo camina en posición erguida, lo que es consistente con los experimentos realizados.

En el sistema de seis ecuaciones aparecen diez incógnitas. Con base en estudios experimentales (169) es posible calcular la presión abdominal  $P_A$  [mmHg] en términos del ángulo exterior de la cadera con respecto al eje del torso,  $\theta_H$ , y del momento  $M_{L5/S1}^{1.8}$  debido al peso del cuerpo (inclinado) y el peso del bulto con respecto al centroide del segmento L4-S (Fig. 2). La fórmula empíricamente obtenida es la siguiente

$$P_A = 10^{-4} [43 - 0.36\theta_H] [M_{L5/S1}^{1.8}], \quad [13]$$

donde

$$M_{L5/S1} = b W_{sup} + h W_{bulto} \quad [14]$$

La fuerza abdominal resultante  $F_A$  se puede calcular como el producto de  $P_A$  por el área, la cual se supuso igual a  $0.0465\text{m}^2$  para todos los individuos (169).

Conocida la fuerza abdominal, queda un sistema indeterminado de seis ecuaciones con nueve incógnitas cuya solución se realizó de la siguiente forma. Consistente con Schultz(170) se supuso que no existen acciones antagonistas en los músculos, por lo tanto, las ecuaciones [1-6] se deben resolver con las siguientes restricciones,

$$\text{Si } M_X > 0, \quad \text{entonces } F_M = 0, \quad [12]$$

$$\text{Si } M_X < 0, \quad \text{entonces } A = 0, \quad [13]$$

$$\text{Si } M_Y > 0, \quad \text{entonces } V_R = 0, \text{ [14]}$$

$$\text{Si } M_Y < 0, \quad \text{entonces } V_L = 0, \text{ [15]}$$

$$\text{Si } M_Z > 0, \quad \text{entonces } H_R = 0, \text{ [16]}$$

$$\text{Si } M_Z < 0, \quad \text{entonces } H_L = 0. \text{ [17]}$$

La consideración de estas seis restricciones implica que tres de las incógnitas se anulan dependiendo de los sentidos de los momentos externos. Por tanto, se tiene un sistema de ecuaciones y desigualdades que se puede solucionar para cada uno de los datos de fuerzas y momentos externos.